

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ**

**GISLAINE RICHTER MINHOTO WIEMES**

**FUNÇÃO DE RECUPERAÇÃO DO NERVO AUDITIVO NA CIRURGIA DE  
IMPLANTE COCLEAR COM ANESTESIA LOCAL E SEDAÇÃO –  
COMPARAÇÃO COM ANESTESIA GERAL**

**CURITIBA**

**2015**

**GISLAINE RICHTER MINHOTO WIEMES**

**FUNÇÃO DE RECUPERAÇÃO DO NERVO AUDITIVO NA CIRURGIA DE  
IMPLANTE COCLEAR COM ANESTESIA LOCAL E SEDAÇÃO –  
COMPARAÇÃO COM ANESTESIA GERAL**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica, do Setor de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor.**

**Orientador:**

**Prof. Dr. Rogério Hamerschmidt**

**Coordenador:**

**Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias**

**CURITIBA**

**2015**

W646 Wiemes, Gislaine Richter Minhoto.  
Função de recuperação do nervo auditivo na cirurgia de implante  
coclear com anestesia local e sedação: comparação com anestesia geral  
/ Gislaine Richter Minhoto Wiemes. – Curitiba, 2015.  
100 f.: il.; color.; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Hamerschmidt.  
Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Clínica  
Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde. Universidade Federal do  
Paraná.

1. Implante coclear. 2. Anestesia geral. 3. Anestesia local. 4.  
Sedação consciente. 5. Nervo coclear - cirurgia. 6. Nervo coclear -  
efeitos de drogas. 7. Telemetria. I. Título. II. Hamerschmidt, Rogério.

NLMC: WV 274



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA  
NÍVEL - MESTRADO E DOUTORADO

Ata do julgamento da 175ª Tese de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, referente a aluna **Gislaine Richter Minhoto Wiemes** sob o título **FUNÇÃO DE RECUPERAÇÃO DO NERVO AUDITIVO NA CIRURGIA DE IMPLANTE COCLEAR COM ANESTESIA LOCAL E SEDAÇÃO - COMPARAÇÃO COM ANESTESIA GERAL na Linha de Pesquisa: Dor e Recuperação Pós-Operatória Área de Concentração: Clínica Cirúrgica** tendo como orientador Professor Doutor Rogério Hamerschmidt.

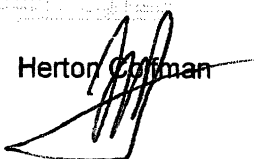
Às sete horas e trinta minutos do dia onze de dezembro de dois mil e quinze no Auditório da CAD 7º andar – sala 701 do prédio central do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, reuniu-se em sessão pública, a Banca Examinadora de Avaliação composta pelos doutores Lillian Ferreira Muniz, Frederico Ramalho Romero, Gyl Henrique Albrecht Ramos, Evaldo Dacheux de Macedo e Herton Coifman sendo este último Presidente da Banca. Aberta a sessão, foi apresentada pelo Professor Doutor Jorge Eduardo Fouto Matias, Coordenador do Programa, a documentação probatória do cumprimento pela candidata das exigências legais que lhe facultam submeter-se à avaliação da tese, como última etapa à sua titulação no Programa. A seguir o Presidente da Banca Examinadora convidou a candidata a apresentar oralmente resumo de sua tese no prazo máximo de até trinta minutos para demonstração de sua capacidade didática e para melhor conhecimento do tema por parte da audiência composta de professores, médicos, alunos, familiares e demais interessados. Seguiu-se a arguição e imediata resposta pela candidata, sucessivamente pelos componentes da Banca Examinadora. Obedecido o tempo máximo de vinte minutos para a arguição e igual tempo para cada resposta. Terminada a etapa de arguição, reuniu-se a Banca Examinadora em sala reservada para atribuição das notas, dos conceitos e lavratura do Parecer Conjunto. A candidata foi **APROVADA** considerando-se os parâmetros vigentes estabelecidos pelo programa e regidos pela legislação pertinente da instituição. Voltando à Sala de Sessão, o Senhor Presidente da Banca Examinadora leu os conceitos do Parecer Conjunto e deu por encerrada a sessão. E para constar, eu, Regina Aparecida Sass Marques, Secretária desta Pós-Graduação lavrei a presente Ata que depois de lida e aprovada será assinada pelos componentes da Banca Examinadora.

  
Lillian Ferreira Muniz

  
Frederico Ramalho Romero

  
Gyl Henrique Albrecht Ramos

  
Evaldo Dacheux de Macedo

  
Herton Coifman

Ao meu esposo Vitor, por sempre me apoiar e estar ao meu lado.  
Aos meus filhos Nathalie, Nicole e Victor Hugo, por serem tudo na minha vida,  
minha alegria de viver, meu bem mais precioso e tanto me ajudarem.  
Aos meus pais, Sérgio e Cida, por me darem a vida, serem um exemplo,  
estarem sempre presentes e me ensinarem a gostar de estudar.

Dedico

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por minha vida, por tudo o que tenho e sou, por ter me feito tão feliz, realizada e sempre estar comigo.

Ao Prof. Dr. Rogério Hamerschmidt, meu orientador, pelo incentivo, orientações e amizade que muito me ajudaram em minha formação profissional e na realização deste trabalho. Modelo de pesquisador, pessoa e médico.

Ao Prof. Dr. Marcos Mocellin, por tantos anos de trabalho, pelas oportunidades e confiança.

A fonoaudióloga Valéria Kutianski, grande amiga e companheira, por aprendermos juntas e estarmos sempre unidas nos bons e maus momentos.

A minha amiga, fonoaudióloga Dr<sup>a</sup>. Maria Valéria Goffi-Gomez pelo incentivo ao doutorado, à confiança, sempre estar disposta a me ensinar, ser um exemplo a ser seguido.

A Dr<sup>a</sup>. Bettina Carvalho pela amizade e ajuda na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Frederico Ramalho Romero por todo incentivo, ajuda e amizade.

Aos meus irmãos, Gisele, Gerson e Christiane, sempre ao meu lado e incentivando.

Aos meus pacientes. Sem eles, eu não seria profissionalmente o que sou e talvez não gostasse tanto do que faço.

São muitas as pessoas que me acompanharam nesta trajetória – família, amigos pessoais, amigos de trabalho. A todas elas, meu muito obrigado por estarem presentes.

“Aprenda com o ontem,  
viva o hoje,  
e espere pelo amanhã”

Albert Einstein

## RESUMO

O uso da função de recuperação do nervo auditivo (REC) na cirurgia do implante coclear (IC) é um fator inovador e quando associado a anestesia local e sedação é ainda mais raro. As respostas obtidas podem ser usadas na ativação do dispositivo, principalmente em pessoas que não colaboram espontaneamente. Conhecer a relação entre estas repostas sob diferentes tipos de sedação pode auxiliar a tornar este procedimento em uma importante ferramenta de uso clínico. Assim sendo, este estudo tem como objetivo investigar se as medidas de "T0", "A" e "tau" na função de recuperação do nervo auditivo diferem em função do tipo de anestesia, geral ou local e sedação. Um estudo transversal, descritivo (prospectivo) dos resultados da REC foi realizado, com 34 pacientes adultos submetidos à cirurgia de IC, divididos em dois grupos: "A" e "B". O grupo "A" foi composto por 17 pacientes submetidos a anestesia geral, no qual um paciente foi implantado bilateralmente em cirurgias sequenciais; e o grupo "B" foi composto por 17 pacientes submetidos a anestesia local e sedação, sendo que dois pacientes foram implantados bilateralmente em cirurgias sequenciais. Todos os indivíduos foram submetidos à cirurgia de IC utilizando feixe de eletrodos perimodiolar, durante o qual a REC foi medida e, em seguida, os resultados foram comparados. Resultados mostraram diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os grupos "A" e "B" somente para o período refratário absoluto "T0" na região apical e para a saturação de amplitude da função de recuperação "A" na região basal. Não houve diferença significativa ( $p > 0,05$ ) relacionada ao período refratário relativo "tau" entre os grupos "A" e "B". Assim, concluímos que as medidas objetivas "T0", "A" e "tau" na Função de Recuperação do nervo auditivo não diferem em função do tipo de anestesia seja, geral ou local e sedação, exceto para "T0" apical e "A" basal.

Palavras-chave:

Implante Coclear. Anestesia Geral. Anestesia Local. Sedação Consciente. Função de Recuperação do Nervo Auditivo. Telemetria.



## ABSTRACT

Auditory nerve recovery function (REC) assessment during cochlear implant (CI) surgery is an innovative approach and when it is associated with local anesthesia and sedation it is even more contemporary. The results may be used to activate the device, especially in people who do not spontaneously cooperate. To recognize the relationship between these responses under different types of sedation can help to establish this procedure as an important tool for clinical practice. Therefore, this study aims to investigate whether the measurements of "T0", "A" and "tau" in the auditory nerve recovery function differ according to the type of anesthesia, General or local and sedation. A cross-sectional, descriptive (prospective) study of the results of REC was held within 34 adult patients undergoing IC surgery, divided in two groups: "A" and "B". Group "A" was made up of 17 patients undergoing General anesthesia, one of which was implanted bilaterally in sequential surgeries; and group "B" was composed of 17 patients undergoing local anesthesia and sedation, two of which were implanted bilaterally in sequential surgeries. All subjects underwent IC surgery using perimodiolar electrodes, during which REC was measured, and then results were compared. Results showed significant differences ( $p < 0.05$ ) between groups "A" and "B" only for the absolute refractory period "T0" in the apical region, and for the parameter "A" (saturation level) of the basal electrode. There was no significant difference ( $p > 0.05$ ) related to the relative refractory period "tau" among groups "A" and "B". Therefore, we conclude that the objective measures "T0", "A" and "tau" in the auditory nerve recovery function do not differ in relation to the type of anesthesia, General or local and sedation, except for "T0" in the apical region and "A" in the basal electrode.

**Key Words:** Cochlear Implants. Anesthesia, General. Anesthesia, Local. Conscious Sedation. Recovery of Function. Telemetry.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - FOTO DO COMPONENTE INTERNO CI24RE (CA) .....	20
FIGURA 2 - FOTO DO COMPONENTE EXTERNO - Nucleus 5 (N5) .....	21
FIGURA 3 - LOCALIZAÇÃO DO FEIXE DE ELETRODOS NA CÓCLEA E A TRANSMISSÃO DOS ESTÍMULOS PELAS VIAS AUDITIVAS CENTRAIS ATÉ O CÓRTEX .....	22
FIGURA 4 - ILUSTRAÇÃO DA POSIÇÃO DO FEIXE DE ELETRODOS EM RELAÇÃO À POPULAÇÃO NEURAL .....	23
FIGURA 5 - FOTO DA INTERFACE DE PROGRAMAÇÃO LIGADA AO PROCESSADOR DE FALA	24
FIGURA 6 - REPRESENTAÇÃO DO ECAP MEDIDO PELA NRT .....	27
FIGURA 7 - PARADIGMA DE SUBTRAÇÃO .....	30
FIGURA 8 - EXTRAÇÃO DA RESPOSTA MASCARADA .....	38
FIGURA 9 - TELA DO <i>SOFTWARE</i> PARA AS MEDIDAS DA TELEMETRIA DE IMPEDÂNCIA.....	58
FIGURA 10 - TELA DO <i>SOFTWARE</i> PARA AS MEDIDAS DA NRT .....	59
FIGURA 11 - TELA DO <i>SOFTWARE</i> PARA ANÁLISE DO REGISTRO DA NRT .....	59
FIGURA 12 - TELA DO <i>SOFTWARE</i> PARA VISUALIZAÇÃO DOS PARÂMETROS UTILIZADOS NA NRT .....	60
FIGURA 13 – TELA DO <i>SOFTWARE</i> PARA PESQUISA DA REC.....	61
FIGURA 14 - TELA DO <i>SOFTWARE</i> COM OS PARÂMETROS USADOS NA PESQUISA DA REC ..	62
FIGURA 15 - TELA DE RESULTADOS DA PESQUISA DA REC .....	63

## LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 - AMOSTRA DA POPULAÇÃO EM ESTUDO NO GRUPO “A” – ANESTESIA GERAL ...	54
QUADRO 2 - AMOSTRA DA POPULAÇÃO EM ESTUDO NO GRUPO “B” – ANESTESIA LOCAL E SEDAÇÃO .....	55

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – VALORES DA t-NRT NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “A” .65	65
TABELA 2 - VALORES DA t-NRT NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “B” .66	66
TABELA 3 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DA t-NRT NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL .....67	67
TABELA 4 - VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO ABSOLUTO “T0” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "A" .....68	68
TABELA 5 - VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO ABSOLUTO “T0” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "B" .....69	69
TABELA 6- COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DO PERÍODO REFRACTÁRIO ABSOLUTO “T0” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS "A" E "B" ...70	70
TABELA 7- VALORES DA AMPLITUDE DE SATURAÇÃO “A” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "A" .....71	71
TABELA 8 - VALORES DA AMPLITUDE DE SATURAÇÃO “A” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "B" .....72	72
TABELA 9 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DA AMPLITUDE DE SATURAÇÃO “A” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS “A” e “B”...73	73
TABELA 10 - VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO RELATIVO “tau” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "A" .....74	74
TABELA 11- VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO RELATIVO “tau” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "B" .....75	75
TABELA 12 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DO PERÍODO REFRACTÁRIO RELATIVO “tau” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS “A” e “B” .....76	76
TABELA 13– VALORES DO NÍVEL DE CORRENTE UTILIZADO NA PESQUISA DA REC PARA O GRUPO “A” .....77	77
TABELA 14 – VALORES DO NÍVEL DE CORRENTE UTILIZADO NA PESQUISA DA REC PARA O GRUPO “B” .....78	78
TABELA 15 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DO NÍVEL DE CORRENTE UTILIZADO NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS “A” e “B” .....79	79

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- A – Amplitude máxima de resposta neural no nível de saturação
- AASI – Aparelho de Amplificação Sonora Individual
- ABR – *Acoustically Evoked Auditory Brainstem Response* (Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico)
- ACE – *Advanced Combination Encoders*
- AGF – *Amplitude Growth Functions* (Função de Crescimento de Amplitude)
- ANF – Fibras Auditivas Nervosas
- ART – *Auditory Nerve Response Telemetry* (Telemetria de Resposta do Nervo Auditivo)
- CAP – *Compound Action Potential* (Potencial de Ação Composto)
- CL – *Current Level* (Unidade de Corrente)
- CG – *Common Ground*
- EABR – *Electrically Evoked Auditory Brainstem Response* (Potencial Auditivo de Tronco Encefálico Eletricamente Evocado)
- ECAP – *Electrically Evoked Compound Action Potential* (Potencial de Ação Composto Eletricamente Evocado)
- ESRT – *Electrically Elicited Stapedial Reflex Threshold* (Limiar do Reflexo Estapediano Eliciado Eletricamente)
- IC – Implante Coclear
- IPI – *Interpulse Interval* (Intervalo Interpulso)
- IPO - Instituto Paranaense de Otorrinolaringologia
- JR – Janela Redonda
- LAPL – *Loudest Acceptable Level*
- MPI – *Masker Probe Interval* (intervalo entre o estímulo mascarador e o estímulo prova)
- MP1 – Monopolar 1
- MP2 – Monopolar 2
- MP1 + 2 – Monopolar 1 + 2
- NA – Nervo Auditivo
- N1 – Pico Negativo 1
- NRI – *Neural Response Imaging* (Imagem de Resposta Neural)
- NRT – *Neural Response Telemetry* (Telemetria de Resposta Neural)

Nível – T – (nível - *Threshold*) – Limiar de percepção auditiva

Nível – C – (nível - *Comfortable*) – Nível de conforto auditivo

P1 – Pico Positivo 1

P2 – Pico Positivo 2

PPS – *Portable Programming System* (Interface de Programação)

REC – *Refractory Recovery* (Função de Recuperação)

tau – constante de tempo de recuperação, durante o período refratário relativo

t-NRT – *Neural Response Telemetry Threshold* (Limiar da Telemetria de Resposta Neural)

T0 – Medida do período refratário absoluto

UFPR – Universidade Federal do Paraná

## LISTA DE UNIDADES

kOhm ( $k\Omega$ ) – quilo-ohm

Ohm ( $\Omega$ ) – ohm

Hz – Hertz

$\mu$ V – Microvolt

$\mu$ A – Microampère

mA – Miliampère

ms – Milissegundo

uc – Unidade de Corrente

nc – Nível de Corrente

pps – Pulso por segundo

*et al.* – *et ali*

l/min – Litro por minuto

mcg/kg – Micrograma por quilograma

mg – Miligrama

mg/kg – Miligrama por quilograma

g – Grama

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
1.1 OBJETIVOS .....	18
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
2.1 CARACTERÍSTICAS DO IMPLANTE COCLEAR .....	19
2.2 TELEMETRIA.....	23
2.2.1 Telemetria de Impedância .....	25
2.2.2 Telemetria de Resposta Neural .....	26
<b>3 CASUÍSTICA E MÉTODOS .....</b>	<b>52</b>
3.1 ANÁLISE DO COMITÊ DE ÉTICA.....	52
3.2 LOCAL DO ESTUDO .....	52
3.3 PERÍODO DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO .....	52
3.4 TIPO DO ESTUDO.....	52
3.5 PARTICIPANTES DO ESTUDO.....	52
3.5.1 Seleção dos Participantes .....	53
3.5.2 Tipo de Anestesia.....	55
3.5.2.1 Grupo “A” – Anestesia Geral .....	55
3.5.2.2 Grupo “B” – Anestesia Local e Sedação .....	56
3.6 TÉCNICA CIRÚRGICA.....	56
3.7 PROCEDIMENTOS DE TESTAGEM .....	57
3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	63
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>64</b>
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>80</b>
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>86</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>87</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>95</b>



## 1 INTRODUÇÃO

A privação sensorial do sistema auditivo compromete a maturação normal das vias auditivas centrais, comprometendo o desenvolvimento das habilidades de fala e linguagem (SHARMA *et al.*, 2004).

O Implante Coclear (IC), um dispositivo eletrônico de sofisticada tecnologia, consiste no recurso mais eficaz para o tratamento dos casos de deficiência auditiva de grau severo a profundo, nos quais os benefícios com o uso de aparelho de amplificação sonora são limitados, não permitindo ganho auditivo adequado para o desenvolvimento da linguagem oral (BEVILACQUA; COSTA; MORETT, 2003).

O IC substitui parcialmente as funções da cóclea, transformando a energia sonora em sinais elétricos (BOTROS; DIJK; KILLIAN, 2007). A sobrevivência de estruturas neurais em quantidade suficiente no nervo auditivo permite que essa estimulação elétrica seja transmitida para o córtex cerebral, fornecendo importantes pistas auditivas, necessárias para a consciência da percepção auditiva e da fala através da estimulação elétrica do nervo auditivo (NA) em pacientes com surdez profunda (FALLON; IRVINE; SHEPHERD, 2008).

O campo da cirurgia de IC está crescendo, evoluindo rapidamente devido à melhora tecnológica dos implantes, cirurgias mais rápidas, menos invasivas, com menores incisões e menor morbidade para o paciente.

Faz parte do procedimento cirúrgico na cirurgia de IC, após a inserção do feixe de eletrodos na cóclea, fazer as medidas da telemetria de impedância, com o objetivo de avaliar a integridade assim como a funcionalidade dos eletrodos, e a telemetria de resposta neural (*Neural Response Telemetry – NRT*), que avalia o potencial de ação do nervo auditivo a partir de estímulos elétricos enviados ao feixe de eletrodos.

A atividade simultânea em um grupo de fibras nervosas produz atividade elétrica mensurável chamada de potencial de ação composto (*Compound Action Potential – CAP*). Quando a resposta do nervo é evocada pela estimulação elétrica fala-se de potencial de ação composto eletricamente evocado (*Electrically Evoked Compound Action Potential – ECAP*).

A resposta eletrofisiológica da população neural como as funções de crescimento de amplitude e de recuperação são medidas rápidas, não invasivas e

objetivas da função neural periférica é o registro intracoclear do ECAP, que pode ser medido nas situações intra e pós-operatória (ABBAS *et al.*, 1999).

Outra mensuração possível é a função de recuperação do nervo auditivo (*Refractory Recovery* - REC), que pode ser extraída do potencial de ação das fibras neurais. O ECAP pode ser influenciado pela estimulação recebida pelo nervo, pela etiologia da perda auditiva e, conseqüentemente, afetar a REC (ABBAS *et al.*, 1999; FERRARI *et al.*, 2004).

Estudos mostram que o ECAP é um fator preditor que auxilia na programação do processador de fala e no estabelecimento do nível de conforto e que as propriedades refratárias no NA podem influenciar esses níveis, portanto a REC tem que ser investigada (MORSNOWSKI *et al.*, 2006).

Uma maneira de avaliar a capacidade de processamento temporal do usuário de IC é medir as propriedades refratárias do nervo coclear. Essas propriedades referem-se ao efeito que um estímulo tem na resposta do estímulo subsequente, e podem ser de particular importância na determinação da habilidade dos neurônios de reproduzir padrões temporais complexos de estímulos necessários para codificar a fala (GANTZ; BROWM; ABBAS, 1994; FERRARI *et al.*, 2004).

As características da excitação neural em relação às células ganglionares espirais e outros elementos neurais devem ser capazes de produzir excitação acentuada em diversos locais para que o processamento do som possa permitir melhor desempenho possível, fornecendo meios para melhorar os algorítmicos para o processamento da fala com o IC (COHEN, 2009).

A REC é medida por três parâmetros: “T0”, “A” e “tau”. “T0” é a medida do período refratário absoluto; “A” corresponde à amplitude máxima da resposta neural no nível de saturação; e “tau” é a constante de tempo de recuperação durante o período refratário relativo. É importante considerar a interação entre os três parâmetros (BATTMER *et al.*, 2004; MORSNOWSKI *et al.*, 2006; BOTROS; PSARROS, 2010b).

Outras pesquisas são necessárias a fim de relacionar as propriedades refratárias do nervo auditivo, pois muitas vezes é preciso utilizar níveis de corrente elétrica elevados, para a estimulação neural, que gerariam desconforto ao indivíduo acordado, sendo então apenas possível realizá-las no momento da cirurgia, com o indivíduo ainda sedado pela anestesia. Eis a importância de sabermos se o tipo de anestesia usado pode alterar o registro desta medida.

A realização da cirurgia de IC com anestesia local e sedação foi publicada por HAMERSCHMIDT *et al.* (2013) e é inovação na cirurgia otológica mundial. Escassos são os estudos relacionados às características do registro do tempo de recuperação neural e, especialmente, se os valores dessas medidas podem ser afetados pelo tipo da anestesia. Portanto, novas pesquisas que avaliem as funções do período refratário do nervo auditivo nessas condições são importantes.

## 1.1 OBJETIVOS

Investigar se o tipo de anestesia seja, geral ou local e sedação, podem alterar as medidas do período refratário absoluto “T0”, da amplitude de saturação “A” e do período refratário “tau” na função de recuperação do nervo auditivo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A eficácia da anestesia local e sedação está sendo investigada em várias cirurgias otológicas, dentre elas, na cirurgia de Implante Coclear (IC).

A anestesia geral ainda apresenta alguns problemas, principalmente nos pacientes mais idosos, o que justifica a realização de pesquisas a respeito de sua eficiência (CHAKRABARTY; TARNEJA; SINGH, 1994).

Hamerschmidt *et al.* (2013), com os objetivos de avaliar a possibilidade da realização da cirurgia de IC com anestesia local e sedação e, também, avaliar a reação dos pacientes sob sedação no momento da telemetria neural intraoperatória, realizou estudo prospectivo e randomizado avaliando 20 pacientes sob anestesia geral e 20 pacientes sob anestesia local e sedação endovenosa, submetidos à cirurgia de IC. Os autores compararam os dois grupos de pacientes em relação aos custos da anestesia, tempo de cirurgia, tempo na sala de recuperação anestésica, tempo de internamento, sintomas pós-operatórios (dor, náuseas, vômitos, tontura e sangramento) e o grau de satisfação dos pacientes, além de avaliar a reação dos pacientes no momento da telemetria neural intraoperatória. Pelo teste t, as variáveis tempo na sala de recuperação anestésica, tempo de internamento e custo da anestesia diferiram entre os grupos, sendo menores no grupo de pacientes submetidos à cirurgia com anestesia local e sedação. O mesmo resultado foi obtido usando o teste de Wilcoxon. Os sintomas pós-operatórios de dor, náuseas, vômitos e vertigens não tiveram diferença estatística entre os dois grupos. Os autores concluíram que a realização da cirurgia de IC com anestesia local e sedação é completamente viável, não havendo nenhuma reação por parte dos pacientes no momento da telemetria neural intraoperatória que contraindique a realização do IC com esse tipo de anestesia.

### 2.1 CARACTERÍSTICAS DO IMPLANTE COCLEAR

O IC é composto por dois componentes, interno e externo.

O componente interno, do IC *Nucleus® Freedom™* com eletrodo *Contour CI24RE (Contour Advance)*, cirurgicamente implantável, é composto por antena interna com ímã, receptor/estimulador envolvidos hermeticamente em cápsula de

titânio coberta por silicone e dois eletrodos de referência extracocleares (MP1 e MP2) que permitem estimulação monopolar. Um eletrodo, o eletrodo bola, é menor e fica posicionado abaixo do músculo temporal; já o outro, maior, é o eletrodo placa, e fica localizado no corpo do receptor/estimulador. O receptor/estimulador também composto por um filamento de 15 mm com 22 eletrodos de platina, envolvidos por tubo de silicone fino e flexível, sendo que, na ponta basal, o eletrodo tem 0,8 mm e, na ponta apical, 0,5 mm, sendo inserido na cóclea (*Cochlear Corporation – CI24RE (CA) Surgeon's Guide - 2014*). A foto do componente interno pode ser observada na figura 1.

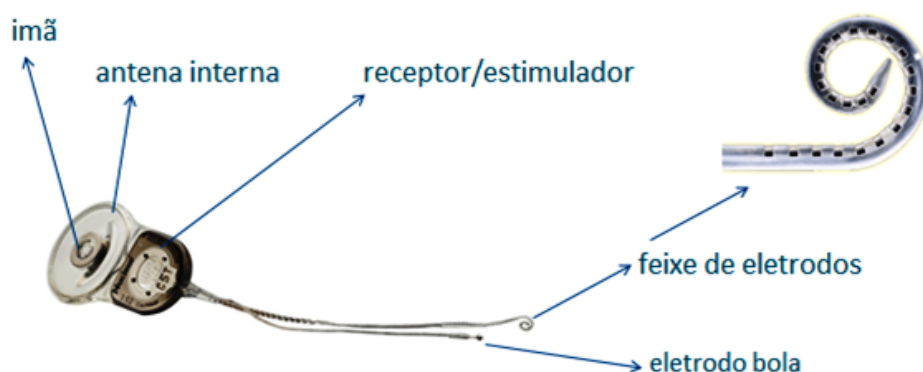


FIGURA 1 - FOTO DO COMPONENTE INTERNO CI24RE (CA)  
FONTE: imagem cedida pela empresa *Cochlear Latin America*

O componente externo se acopla em relação ao componente interno pela atração do magneto presente na antena transmissora externa e no receptor interno. É constituído por um microfone direcional, um processador de fala, antena transmissora, cabo e compartimento de bateria. O microfone capta o sinal acústico e o transmite para o processador de fala que o analisa, digitaliza e codifica em estímulos elétricos, e envia pelo cabo para a antena externa transmissora. Por meio de radiofrequência, as informações são transmitidas através da pele para o receptor/estimulador interno, sob a pele (SHEPHERD *et al.*, 1991).

Foto do componente externo pode ser observada na Figura 2.



FIGURA 2 - FOTO DO COMPONENTE EXTERNO - Nucleus 5 (N5)

FONTE: imagem cedida pela empresa *Cochlear Latin America*

O receptor/estimulador contém um *chip* que converte os códigos em pulsos elétricos bifásicos e os libera ao feixe de eletrodos inseridos na cóclea, programados separadamente para transmitir sinais elétricos, que variam em intensidade e frequência, para fibras nervosas específicas nas várias regiões da cóclea. A localização ideal do feixe de eletrodos é o mais próximo possível dos dendritos ou das estruturas neurais periféricas (SHEPHERD *et al.*, 1991).

O dispositivo eletrônico substitui as células ciliadas do órgão de Corti, no que se refere à estimulação das fibras do nervo auditivo. Tal estimulação é efetiva quando a corrente elétrica liberada pelo IC é capaz de ativar os neurônios auditivos periféricos, fazendo com que potenciais de ação sejam gerados e conduzidos até o córtex auditivo proporcionando aos seus usuários pistas auditivas necessárias à percepção dos sons ambientais e dos sons da fala (SHEPHERD; ILLING, 2001). A ilustração dessa transmissão pode ser observada na figura 3.

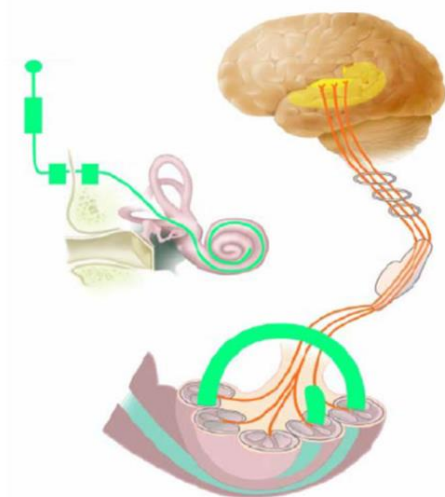


FIGURA 3 - LOCALIZAÇÃO DO FEIXE DE ELETRODOS NA CÓCLEA E A TRANSMISSÃO DOS ESTÍMULOS PELAS VIAS AUDITIVAS CENTRAIS ATÉ O CÓRTEX  
 FONTE: RAUSCHECKER; SHANNON (2002)

As características funcionais das células ganglionares do nervo auditivo, que podem ser registradas pelo potencial de ação composto eliciado em resposta ao estímulo elétrico (*Electrically Evoked Compound Action Potential – ECAP*), são consideradas os elementos que efetivamente respondem ao estímulo elétrico liberado pelo IC. Portanto, o número, a distribuição e a funcionalidade dessas células neurais representam fatores determinantes no que se refere à habilidade do indivíduo em obter sucesso com o uso do IC (SIMMONS *et al.*, 1984).

Estudos histopatológicos demonstraram que a quantidade de células ganglionares sobreviventes e a sua distribuição variam dependendo da etiologia da deficiência auditiva (STYPULKOWSKI; VAN DEN HONERT, 1984).

Uma maneira de avaliar as características funcionais das células ganglionares e as demais estruturas neurais auditivas é através do registro do ECAP. A análise dos potenciais eletricamente evocados do nervo auditivo em usuários de IC é feita por meio de sistema de comunicação bidirecional entre os eletrodos intracocleares e os componentes externos do IC, capazes de estimular as fibras do nervo auditivo e registrar o ECAP gerado por essas estruturas, permitindo estudar as propriedades neurais remanescentes. Esse sistema é chamado de telemetria de resposta neural (*Neural Response Telemetry – NRT*) (TANAMATI; BEVILACQUA; COSTA, 2009).

Nadol e Eddington (2006) citaram a importância da preservação das células do gânglio espiral para o sucesso dos implantes cocleares e ressaltaram a importância de compreender as alterações histopatológicas que se seguem à implantação coclear. Também sugeriram que novas investigações eram necessárias para avaliar as causas da variabilidade das medidas comportamentais de desempenho.

A estimulação elétrica liberada pelo IC tenta preservar o tonotopismo coclear através da estimulação de diferentes canais, com frequências de estimulação idênticas, gerando a percepção de diferentes tonalidades. Os eletrodos de 22 a 15 correspondem à região apical da cóclea, que produz a sensação do som mais grave; os eletrodos de 14 a 8, na região medial da cóclea, correspondem à faixa de frequência dos sons médios; já os eletrodos de 7 a 1, que correspondem à região basal da cóclea, produzem a sensação do som mais agudo. A Figura 4 ilustra a posição do feixe de eletrodos em relação à população neural.



FIGURA 4 - ILUSTRAÇÃO DA POSIÇÃO DO FEIXE DE ELETRODOS EM RELAÇÃO À POPULAÇÃO NEURAL

FONTE: imagem cedida pela empresa *Cochlear Latin America*

## 2.2 TELEMETRIA

A possibilidade de transmissão de estímulos elétricos para o NA e a captação da resposta, ambas por rádio frequência permite avaliar o funcionamento do NA com o IC, nas condições intra e pós operatória. A telemetria é a comunicação



bidirecional entre os eletrodos intracocleares e os componentes externos do IC. Os equipamentos necessários para realização da telemetria de impedância, NRT e REC são os componentes internos, a antena externa, o processador de fala, a interface de programação portátil (PPS, do inglês *Portable Programming System*) e um computador com o *software* “*Custom Sound EP 3.2*”. A Figura 5 mostra o computador ligado a interface PPS, por um cabo e outro cabo liga a interface ao componente externo “processador de fala”.

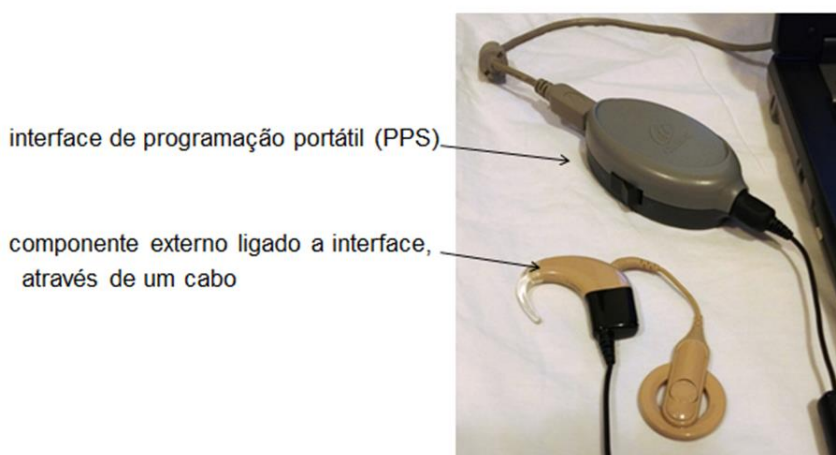


FIGURA 5 - FOTO DA INTERFACE DE PROGRAMAÇÃO LIGADA AO PROCESSADOR DE FALA  
FONTE: O Autor (2015)

A telemetria é um mecanismo de captação de eventos à distância. O primeiro sistema, a telemetria de impedância, é usado para medir as impedâncias de cada eletrodo, monitorando a adequação dos geradores de corrente elétrica. O segundo sistema, a NRT, é o método que possibilita a captação do potencial de ação da porção distal do nervo auditivo em usuários do implante, utilizando o próprio implante para eliciar o estímulo e gravar as respostas (GUEDES *et al.*, 2005).

Na condição intraoperatória, a realização da telemetria é recomendada não só para avaliar a integridade dos eletrodos, mas também porque a sedação da anestesia permite o uso de unidades de correntes mais elevadas, aumentando a chance da captação da resposta sem desconforto ao paciente (SHALLOP; FACER; PETERSON, 1999).

### 2.2.1 Telemetria de Impedância

Telemetria de impedância é a medida da resistência ao fluxo de corrente exercida pelo fio condutor, eletrodos, fluídos e tecido biológico. Calcula-se a impedância dos eletrodos e da interface eletrodo-tecido por meio da mensuração do fornecimento de energia, da voltagem de saída do eletrodo e do fluxo de corrente através de cada eletrodo (DURRANT; FERRARO, 2000).

A unidade de medida da impedância é expressa em Ohm. A medida da impedância dos eletrodos é realizada em quatro modos de estimulação: *Common Ground* (CG), monopolar MP1, monopolar MP2 e monopolar MP1+2. O *software* lê automaticamente os valores de impedância obtidos em todos os eletrodos, e determina quais apresentam valores de impedância dentro da normalidade e quais apresentam impedância superior ou inferior ao nível permitido. Valores de impedância considerados normais são de 0,565 k $\Omega$  a 30 k $\Omega$  no modo CG, e entre 0 k $\Omega$  e 30 k $\Omega$  no modo monopolar. Impedâncias acima dos valores normais sugerem a ocorrência de circuito aberto. Por outro lado, impedâncias abaixo dos valores normais indicam curto circuito (*Cochlear Corporation*, 2014).

Valores elevados de impedância podem sugerir, por exemplo, bolhas de ar no interior da cóclea, eletrodos fora da cóclea (inserção parcial), eletrodos no espaço epitimpânico ou eletrodos em circuito aberto. Valores rebaixados por sua vez podem sugerir malformações cocleares ou cavidade comum, eletrodos se tocando (cadeia dobrada), excesso de solução salina na cavidade mastoidea ou eletrodos em curto circuito (GUEDES *et al.*, 2005).

Os valores de impedância obtidos no centro cirúrgico podem ser mais altos do que aqueles obtidos na ativação inicial e em acompanhamentos subsequentes. É necessário o contato do eletrodo com o tecido ou fluido para obter uma leitura válida de impedância. A impedância está relacionada à resistência característica do fluido e do tecido que envolve a cadeia de eletrodos e é um dos fatores que determina o consumo de energia do sistema de IC (HUGHES *et al.*, 2001; SAUNDERS *et al.*, 2002). Essa medida deve sempre ser realizada antes da NRT, a fim de confirmar o funcionamento adequado do receptor e do estimulador (GUEDES *et al.*, 2005).

A estimulação elétrica produz um fluxo de corrente entre o eletrodo ativo e um indiferente (referência). O campo entre o eletrodo ativo e o indiferente determina

a propagação da corrente elétrica que alcança o tecido neural, e controla a área nas quais as terminações nervosas serão estimuladas. Juntos, o par de eletrodos forma o canal de estimulação (RANCE e DOWELL, 1997). No modo de estimulação monopolar, o eletrodo ativo é intracoclear e o referência, extracoclear. O modo MP1 indica que a corrente flui entre o eletrodo ativo intracoclear e o eletrodo bola. O modo MP2 indica que a corrente flui entre o eletrodo ativo intracoclear e o eletrodo placa. Já o modo MP1 + 2 indica que a corrente flui entre o eletrodo ativo intracoclear e ambos os eletrodos extracocleares (bola e placa). Dessa maneira o eletrodo MP1 forma o par para eliciar o estímulo e o eletrodo MP2 forme o par para gravar as respostas do nervo auditivo (LAI, 1999).

### 2.2.2 Telemetria de Resposta Neural

A NRT permite o registro do ECAP, avaliando as características funcionais das células ganglionares e as demais estruturas neurais, tanto no momento da cirurgia como nos acompanhamentos no pós-operatório. Trata-se de procedimento rápido e não invasivo, que requer os mesmos equipamentos utilizados para a realização da telemetria de impedâncias (ABBAS *et al.*, 1999; GUEDES *et al.*, 2005).

A NRT é obtida em aproximadamente 80% dos indivíduos avaliados e sua técnica pode constituir ferramenta valiosa na confirmação da integridade do dispositivo interno, na determinação objetiva de quais eletrodos podem ser incluídos em determinado mapa, das melhores velocidades de estimulação e estratégias de codificação da fala, bem como na estimativa dos níveis T e C, com extrema importância clínica (SHALLOP; FACER; PETERSON, 1999).

O ECAP é a resposta fisiológica sincronizada de um grupo de fibras do nervo auditivo em resposta a estimulação elétrica. É caracterizado por pico negativo (N1) seguido por pico positivo (P1 ou P2) (HUGHES, 2013). Lai e Diller (2000) classificaram as respostas neurais registradas pela NRT em quatro categorias, dependendo da presença dos picos negativo e positivo. A latência do pico negativo (N1) ocorre em aproximadamente 0.2 – 0.4 ms, relativo ao início da estimulação e a latência do pico positivo (P1 ou P2), em cerca de 0.6 – 0.8 ms, podendo ocorrer até 1.0 ms. A amplitude da resposta é medida de N1 até P2 em  $\mu V$ , aumentando com a

subida do nível do estímulo e variando entre os sujeitos, atingindo valores correspondentes a algumas centenas de  $\mu\text{V}$  (ABBAS, 1998; ABBAS *et al.*, 1999).

A Figura 6 mostra a representação do ECAP medido pela técnica da NRT. Um pico negativo (N1), seguido de um pico positivo (P2) e a amplitude do ECAP medida entre os picos N1-P2.

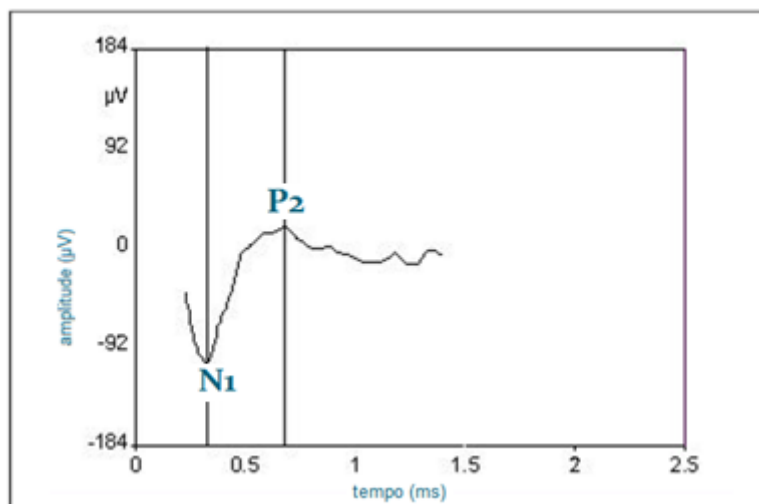


FIGURA 6 - REPRESENTAÇÃO DO ECAP MEDIDO PELA NRT  
 FONTE: FERRARI *et al.* (2004)

Essas amplitudes variam com o nível de estimulação e o ECAP é registrado dentro da cóclea, portanto são necessárias poucas promediações, sendo normalmente utilizadas de 100 a 200 varreduras (ABBAS *et al.*, 1999; HUGHES *et al.*, 2000).

Estudos demonstram a variação do limiar do ECAP e da curva de crescimento da amplitude de onda do ECAP entre os diferentes indivíduos (BLAMEY *et al.*, 2001; GUEDES *et al.*, 2003; CAFARELLI *et al.*, 2005; GUEDES *et al.*, 2005), assim como entre diferentes etiologias (GUEDES *et al.*, 2003; WELLMAN; SOMMER; McKENNA, 2003; GUEDES *et al.*, 2005; CAFARELLI *et al.*, 2005; GUEDES *et al.*, 2007).

O ECAP resulta do estímulo com um único pulso de corrente bifásica entregue usando acoplamento monopolar, aplicado em determinado eletrodo intracoclear (eletrodo prova) para estimular as células do gânglio espiral, no primeiro neurônio da via auditiva. Ele é registrado a partir de um eletrodo vizinho, que capta a resposta neural por meio do *software* de NRT que processa, guarda e exibe os dados da medição no computador (ABBAS *et al.*, 1999; LAI; DILLER, 2000).

A mensuração do ECAP é realizada através de mudança na voltagem produzida pela despolarização das fibras do nervo auditivo, mudança essa, medida por meio do registro de um eletrodo intracoclear, localizado duas posições acima do eletrodo estimulado (HUGHES, 2013).

A importância dessa medida é saber quais estímulos são efetivos para ativar as células neurais e quais configurações de estimulação melhor correspondem às propriedades anatomofisiológicas dessas células (WALLENBERG, 1997).

Os neurônios sensoriais do sistema auditivo respondem ao estímulo sonoro. A estimulação elétrica proporcionada pelo IC irá produzir atividade neuronal ao longo das vias auditivas, gerando a percepção do estímulo sonoro no córtex (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003).

O ECAP é a medida mais direta da função do nervo auditivo, podendo ser eficaz para analisar alterações na resposta do sistema auditivo decorrente de perdas auditivas periféricas, bem como o padrão de estimulação do nervo coclear e como este varia entre indivíduos e entre locais de estimulação ao longo da cóclea (FERRARI *et al.*, 2004).

A resposta também não é afetada pelo artefato muscular, podendo ser registrada sem que haja necessidade de sedação. A desvantagem desse procedimento é que o artefato do estímulo elétrico, muito maior em magnitude do que a resposta neural é registrado juntamente com ela. Dessa forma, a separação da resposta neural do artefato e do estímulo torna-se imprescindível (ABBAS *et al.*, 1999; HUGHES *et al.*, 2000; FERRARI *et al.*, 2004).

Existem várias técnicas para se eliminar o artefato da resposta neural. Dentre elas, destaca-se o paradigma da subtração, técnica adaptada por Brown e Abbas (1990) para registrar o ECAP em usuários de IC.

O paradigma de subtração se vale das propriedades refratárias do nervo coclear para a redução do artefato na NRT (SAUVAGE *et al.*, 1983; BROWN; ABBAS, 1990). O potencial de ação em uma fibra nervosa é seguido por breve período de diminuição da excitabilidade, ou período refratário, o qual pode ser dividido em duas fases: absoluto e relativo. O período refratário absoluto ocorre imediatamente após o potencial de ação. Durante esse período, é impossível excitar novamente a célula, não importa o quão grande seja a magnitude do estímulo aplicado (BEAR; CONNORS; PARADISO, 1996; KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003). De modo geral, a técnica de subtração requer que dois pulsos de corrente

bifásica, um estímulo “prova” e um estímulo “mascarador”, sejam apresentados em velocidade e nível suficiente para levar o nervo ao período refratário e, dessa forma, possibilitar a subtração da resposta neural do artefato gerado pelo estímulo (MILLER; ABBAS; BROWN, 2000).

Abbas *et al.* (1999) e Lai e Diller (2000) propuseram a apresentação do estímulo mascarador previamente ao estímulo alvo, aproveitando as propriedades refratárias do nervo auditivo. O método da subtração do mascaramento prévio aproveita propriedades refratárias neurais para separar o ECAP do artefato de estímulo (ABBAS *et al.*, 1999; DILLER *et al.*, 2002). Esse é o método *default* usado na NRT do *software* da *Cochlear*, e tem quatro fases de estimulação, está apresentado na Figura 7. Na primeira fase (fase A), apenas o estímulo prova é apresentado, resultando no registro da resposta neural e no artefato gerado pelo estímulo. Na segunda fase (fase B), ocorre a apresentação do estímulo mascarador seguido, após curto intervalo de tempo (chamado intervalo interpulso [*Interpulse Interval* – IPI] ou *Masker Probe Interval* – MPI), do mesmo estímulo prova utilizado anteriormente. O estímulo mascarador elicia a resposta neural e o artefato do estímulo. Quando o IPI (o intervalo entre o mascarador e o prova) é suficientemente curto, os neurônios que disparariam em reação ao estímulo prova estarão no período refratário absoluto e, pelo fato de já terem disparado frente ao estímulo mascarador, não respondem ao estímulo prova. Na terceira fase (fase C), é apresentado somente o estímulo mascarador, gerando o artefato mascarador e a resposta neural correspondente. Por fim, na quarta fase (fase D) ocorre a apresentação dos estímulos mascarador e prova em amplitudes mínimas, portanto não contribuindo para gerar artefatos. A resposta neural é resultado da subtração dos produtos dessas quatro fases. A fórmula aplicada é:  $A - B + C - D$ .

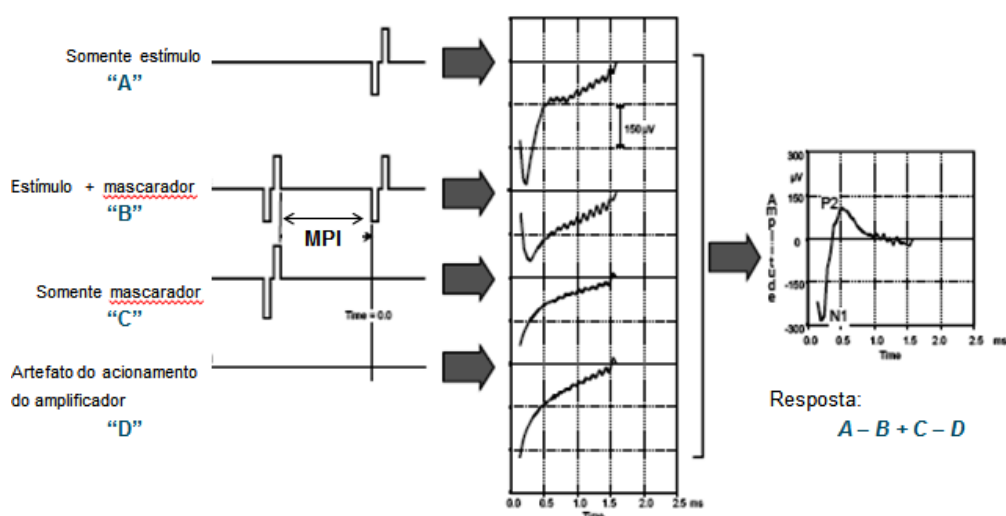


FIGURA 7 - PARADIGMA DE SUBTRAÇÃO  
FONTE: LAI (1999)

Os limiares do ECAP podem ser úteis para prever os níveis mínimos e máximos que determinam a área dinâmica para a estimulação elétrica, estes níveis podem ser denominados e definidos de maneira diferentes para as diversas marcas de IC existentes no mercado. A área dinâmica é a região compreendida entre a quantidade de corrente que primeiramente induz a sensação auditiva, isto é, o limiar para a estimulação elétrica (nível-T) e o nível de sensação de intensidade máxima que o paciente irá aceitar para a estimulação elétrica (nível-C). Isto é feito para que o IC seja programado dentro da extensão de *loudness* que permita que os sons de fala e outros sons sejam audíveis, mas não desconfortáveis (ROBERTS, 1991).

A área dinâmica é geralmente determinada por meio de medidas psicofísicas muito embora possam ser usadas medidas objetivas ou eletrofisiológicas da audição e varia de acordo com uma série de fatores, como a idade cronológica, condições mentais, tempo de surdez e outras condições de desenvolvimento do paciente (SHAPIRO, 2000).

A quantidade de corrente necessária para eliciar sensação auditiva é diferente para cada indivíduo e para cada canal de estimulação (FERRARI *et al.*, 2004).

Gordon *et al.* (2002) estudaram medidas objetivas, tais como o ECAP do nervo auditivo, com objetivo de facilitar a medição do nível de estimulação em crianças. Os autores observaram que a idade para cirurgia de IC tem reduzido para 12 a 24 meses e que as medidas comportamentais em crianças tão pequenas são

limitadas. Eles também questionaram se o sistema *Nucleus*® 24 NRT é capaz de gravar ECAPs em crianças nessa faixa etária, se as medidas são diferentes das encontradas em adultos e se elas podem ser usadas como preditor do nível de estimulação da medida comportamental. Foram avaliados ECAPs registrados pela NRT, no sistema *Nucleus*® 24, em 37 crianças implantadas com idades entre 12 e 24 meses (média 18,1 +/- 3,6 meses). A NRT foi gravada em três eletrodos, um eletrodo apical (E20 [na maioria dos casos], E22 ou E17), um basal (E3 [na maioria dos casos] ou E5), e um eletrodo medial (E9 ou E10 [na maioria dos casos], ou E12, E13 ou E15). As medições foram feitas após a cirurgia, exceto para três crianças que foram medidas imediatamente após a inserção do dispositivo. Os ECAPs registrados mostraram grande amplitude e os limiares ficaram localizados entre os níveis T e C comportamentais. Um fator de correção aplicado aos limiares do ECAP fornecem previsões úteis de níveis T. O limiar foi determinado com o mínimo de estimulação que produziu resposta visível. Os autores concluem que os ECAPs podem ser utilizados para garantir que mesmo crianças muito jovens recebam estimulação auditiva com o seu IC após a ativação do dispositivo.

Xi *et al.* (2003) investigaram a possibilidade de se utilizar, no protocolo de mapeamento do IC em crianças, o limiar medido com a NRT através do ECAP como base para estimar os níveis psicofísicos. Para isso, analisaram as funções de crescimento de amplitude do ECAP através do *software* NRT 3.0, a fim de determinar o limiar do ECAP (*Neural Response Telemetry Threshold* – t-NRT). Em sua pesquisa, os autores concluíram que o t-NRT deve ser determinado a partir dos dados obtidos sobre a função de crescimento da amplitude (*Amplitude Growth Functions* - AGF) e que o t-NRT no intraoperatório pode atuar como nível C no mapeamento inicial, no protocolo de mapeamentos em crianças.

O estudo de Polak *et al.* (2004) teve como objetivo obter maior compreensão das características específicas do ECAP, incluindo a inclinação da função de crescimento, a amplitude P1-N1 e o limiar e latências de P1 e N1 medidos em usuários de IC. Nos indivíduos adultos, foram avaliados o limiar comportamental (T) e a gravação do limiar do reflexo estapediano eliciado eletricamente (*Electrically Elicited Stapedial Reflex Threshold* – ESRT), seguido por medidas do ECAP em seis eletrodos selecionados. Com base no ESRT, o nível máximo de estimulação para cada eletrodo foi definido. As relações entre os três limiares das medidas acima referidas foram avaliados estatisticamente para cada eletrodo medido. O limiar da



resposta do ECAP mostrou relações semelhantes ao ESRT e ao T ( $r = 0,69$  e  $0,61$ , respectivamente). Para ambas as medidas, a inclinação da função de crescimento e amplitude P1-N1 do ECAP mostrou relação estatisticamente significativa com a posição na cóclea. Ambas as características específicas da medição do ECAP para os eletrodos mais apicais foram aproximadamente o dobro daquelas para o eletrodo mais basal ( $\alpha = 0,05$ ). Isso pode ser parcialmente explicado pela anatomia coclear e é consistente com estudos anteriores de mamíferos e humanos, que mostram o aumento da densidade e sobrevivência das células do gânglio espiral nas regiões correspondentes à colocação dos eletrodos intracocleares do basal para eletrodos apicais (90-360°).

Lai *et al.* (2004) mostraram que os dados da NRT intraoperatória foram em geral estáveis o suficiente para serem usados para auxiliar nos mapeamentos iniciais do processador de fala. Não foi possível prever as mudanças no limiar subjetivo do mapa ou os níveis de *loudness* confortáveis (respectivamente níveis C e T) com base nas alterações observadas nos dados da NRT. A estabilidade em longo prazo da amplitude de resposta neural e o limiar de resposta neural, no entanto, implica que a NRT pode ser útil como ferramenta de diagnóstico de rotina para detectar alterações na periferia neural ao longo do tempo.

Guedes *et al.* (2005) estudaram a utilização do sistema de telemetria para a gravação do ECAP, caracterizando as respostas obtidas e a sua prevalência na condição intraoperatória. Testaram-se 54 indivíduos usuários do IC *Nucleus*®, 29 do sexo feminino e 25 do sexo masculino, com idades variando entre 2 e 63 anos (média de 26 anos). O tempo de surdez dos indivíduos variava de 1 a 35 anos, com diversas etiologias. A partir desse estudo, os autores concluíram que a telemetria é eficiente para a verificação da integridade dos eletrodos na condição intraoperatória e para a gravação do ECAP, apresentando alta prevalência na população estudada.

Van Wermeskerken, Van Olphen e Van Zanten (2006) compararam o ECAP no intraoperatório *versus* pós-operatório em pacientes com IC, em estudo prospectivo em 25 adultos implantados com IC multicanal. Em todos os pacientes, o ECAP foi gravado imediatamente após a implantação e no pós-operatório, 9 meses depois. Observou-se que os limiares do ECAP não foram significativamente diferentes para as duas situações. Os autores concluíram que a configuração intraoperatória é preferível para a aquisição do limiar ECAP.

Gordon, Papsin e Harrison (2006) estudaram as respostas auditivas centrais à estimulação elétrica do IC em 75 crianças surdas pré-linguais e 11 adultos. O objetivo do estudo foi determinar o tempo de curso para a mudança auditiva central depois do IC medido através do ECAP e do potencial auditivo de tronco encefálico eletricamente evocado (Electrically Evoked Auditory Brainstem Response – EABR) e comparar esses efeitos para as mudanças conhecidas com as medidas da via auditiva usando o potencial evocado auditivo de tronco encefálico (*Acoustically Evoked Auditory Brainstem Response* – ABR). Comparações entre ABR em crianças com audição normal sugeriu interpícios mais curtos na latência do EABR, refletindo tanto geradores neurais distintos como aumento da sincronia neural. Em resumo, o desenvolvimento normal do tronco encefálico é promovido pelo uso do IC em crianças de uma vasta gama de idades. Os autores pesquisaram as alterações nas respostas auditivas ao longo do tempo de uso do IC, por meio da mensuração do ECAP e do EABR. Os registros do ECAP e do EABR foram realizados na ativação, após um mês e após seis meses de uso do dispositivo. No caso das crianças, os resultados mostraram que houve diminuição das latências de todas as ondas avaliadas (N1, III e V), em decorrência da atividade elétrica liberada pelos eletrodos intracocleares. A latência da onda N1 apresentou discreta variação, quando comparada à latência da onda V. As principais variações na latência das respostas foram observadas no primeiro mês de uso do dispositivo. A diminuição das latências foi associada pelos autores ao aumento da sincronia de disparos neurais. O estudo também levou em conta a análise do pico N1 do ECAP, juntamente com os demais picos do EABR, para avaliar as respostas do sistema auditivo periférico e central ao longo do tempo.

Miller *et al.* (2008), comparando as aplicações clínicas do ECAP e do EABR, relataram que a influência de artefatos do estímulo e a qualidade dos potenciais registrados pode variar significativamente entre os indivíduos e com a seleção de parâmetros de estímulo. Assim, um grau de familiaridade com as técnicas de gravação e suas limitações promove sucesso com sistemas de coleta de dados clínicos. ECAPs intracocleares em patologias cocleares, tais como a calcificação da luz coclear, são difíceis de coletar devido a grandes artefatos de estímulo. Os eletrodos de registro mais próximos do eletrodo estimulado normalmente apresentam o ECAP com maior amplitude. Os autores observaram limitação na utilização da amplitude do ECAP ou EABR para estimar a sobrevivência do nervo

em seres humanos implantados, mesmo no caso de anestesia geral em condições cirúrgicas, em que não há restrições de *loudness* para limitar o nível do estímulo. A incapacidade para atingir amplitudes máximas pode ser atribuída a vários fatores. Utilizando pulsos de corrente monofásicos de curta duração (40  $\mu$ s) para evocar ECAPs em cobaias e gatos, verificou-se que foram necessários níveis de cerca de 2 e 4 mA, respectivamente, para alcançar amplitudes de saturação (MILLER *et al.*, 1999). O nível de saída máxima dos dispositivos da *Cochlear Corporation* é de aproximadamente 1,75 mA, e os sistemas de implantes clínicos requerem o uso de pulsos de corrente bifásica, que são menos eficientes do que pulsos monofásicos (MILLER *et al.*, 2001). Além disso, ECAPs humanos são frequentemente provocados usando pulsos relativamente curtos de corrente (por exemplo, 12-25  $\mu$ s/fase), novamente reduzindo a probabilidade de evocar resposta do nervo. A gravação de ECAPs humanos em níveis relativamente altos de estímulo provavelmente envolve as limitações associadas ao sistema de gravação, particularmente aqueles que dependem de locais de gravação intracocleares que podem ser propensos a grandes artefatos de estímulo. Finalmente, ECAPs humanos são tipicamente gravados a partir de sítios intracocleares, em oposição a lugares no tronco encefálico ou no couro cabeludo, frequentemente usados em estudos com animais. Os estudos realizados em animais foram parcialmente motivados pela noção de que o número de respostas das fibras auditivas nervosas excitáveis localizadas na cóclea implantada seria capaz de prever o sucesso dos sujeitos com o dispositivo, sob a simples suposição de que “mais canais de informação” são melhores do que menos canais. No entanto, os esforços para estabelecer medidas eletrofisiológicas de previsão de desempenho ainda têm que fornecer resultados consistentes. Várias medidas do ECAP associadas a propriedades neurofisiológicas (por exemplo, a interação do canal, tempo de recuperação e funções de adaptação) demonstraram a capacidade para revelar diferenças significativas nas propriedades de resposta do nervo auditivo de usuários de IC.

Botros e Psarros (2010a) observaram que, atualmente, as principais aplicações clínicas da NRT são confirmar a correta função do implante e da introdução dos eletrodos por obtenção do ECAP, geralmente perto do limiar, controlar a função do implante ao longo do tempo e auxiliar o processo de adaptação e programação, utilizando os limiares do ECAP como estimativa de nível audível. Os autores observaram ainda que outras aplicações existem, tais como a

estimativa do canal de interação e o grau de refratariedade neural e do estado do sistema auditivo, mas essas não são usadas rotineiramente na prática clínica, embora continuem a ser objeto de investigação e discussão. O limiar do ECAP é a medida mais comumente realizada. Os pesquisadores descobriram correlações moderadas nos níveis de T e C entre as avaliações psicofísicas de loudness (níveis comportamentais) e os previstos pelo ECAP.

Hamerschmidt *et al.* (2012) realizaram um estudo, prospectivo e transversal, com o objetivo de comparar a NRT no pós-operatório imediato de 23 pacientes, sete homens e dezesseis mulheres, submetidos ao IC via cocleostomia ( $n = 6$ ) ou via janela redonda (JR [ $n = 17$ ]) para saber se existem diferenças na estimulação do nervo auditivo entre essas duas técnicas. Todos os pacientes utilizaram implantes iguais da *Cochlear Corporation* e as cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião. Os resultados estatísticos comparativos dessa pesquisa preliminar não mostraram diferença significativa na captação do potencial de ação da porção distal do nervo auditivo por NRT em pacientes usuários do IC multicanal, submetidos à cirurgia via cocleostomia ou via JR, utilizando o próprio implante para eliciar o estímulo e gravar as respostas. Os autores concluíram que ambas as técnicas estimulam de maneira igual o nervo coclear e, baseado nisso, que a escolha da técnica cirúrgica depende do cirurgião e de sua experiência profissional.

Poley *et al.* (2015) avaliaram se o método de inserção ou o tipo de eletrodo afetam o limiar da NRT no intraoperatório em pacientes pediátricos, em estudo retrospectivo de 2008 a 2014, com dispositivos da empresa *Cochlear Corporation*. Duzentas e trinta e seis crianças preencheram os critérios de inclusão para o estudo. Dessas, 52 crianças tiveram inserção através do método de JR, enquanto o outro grupo, composto por 184 crianças, teve inserção por cocleostomia. O tipo de eletrodo usado foi o CI422 (*Straight* - reto) e o CI24RE (*Contour* - perimodiolar). O limiar da NRT intraoperatório foi registrado para quatro principais grupos de pacientes: JR com feixe reto ( $n = 39$ ); JR com feixe curvado ( $n = 13$ ); cocleostomia com feixe reto ( $n = 12$ ); e cocleostomia com feixe curvado ( $n = 172$ ). A regressão multivariada foi utilizada para controlar as variáveis do estudo pré-lingual ( $n = 178$ ) versus pós-lingual ( $n = 58$ ), tipo de eletrodo e método de inserção. Os valores de “p” foram determinados como sendo estatisticamente significativos, com um nível alfa de 0,05. Não houve diferença estatística na análise univariada da diferença nos níveis de NRT médios da inserção pela janela redonda ( $187,9 \pm 18,7$ ) em

comparação com a inserção por cocleostomia ( $183,4 \pm 17,1$ ) ( $p = 0,125$ ). No entanto, as diferenças nos limiares da NRT com o eletrodo curvado ( $182,2 \pm 16,4$ ) *versus* o eletrodo reto ( $192,3 \pm 19,1$ ) mostraram-se significantes ( $p = 0,00075$ ). A análise ANOVA nos quatro grupos principais revelou que o grupo com inserção de eletrodo curvado através da janela redonda mostrou menores valores de NRT em comparação aos outros grupos ( $p = 0,0011$ ). A análise de regressão multivariada, no entanto, revelou que o feixe de eletrodo curvado foi a única variável independente significativamente associada com os menores níveis de NRT ( $p = 0,000302$ ). Os autores referiram como limitação do estudo o fato de que apenas 13 dos 236 pacientes receberam eletrodo curvado inserido através da JR. Como tal, há distorção na distribuição dos quatro grupos principais. Ainda assim, observaram que o estudo faz sugerir que feixes de eletrodos curvados são superiores aos retos, em termos de redução de corrente necessária para provocar potenciais de ação auditivos, especialmente quando inseridos através da JR.

### 2.2.3 Pesquisa da função de recuperação

O ECAP oferece vantagem sobre as respostas fisiológicas auditivas centrais a contaminação pela atividade miogênica (artefato muscular) não apresenta problema, pois as respostas são medidas usando eletrodo intracoclear em vez de eletrodos de superfície. A principal desvantagem do registro vindo do eletrodo intracoclear é que o artefato, assim como o ECAP, também são maiores do que quando mensurados com eletrodos de superfície. Como o ECAP é uma resposta de curta latência e o artefato é tipicamente várias ordens de magnitude maior que o potencial fisiológico, é mais difícil separar o artefato do estímulo vindo da resposta neural. A fim de resolver esse problema, vários métodos podem ser usados para isolar o ECAP. O método da subtração do mascaramento prévio aproveita propriedades refratárias neurais para separar o ECAP do artefato de estímulo (ABBAS *et al.*, 1999; DILLER, 2002; HUGHES, 2013).

Este é o método *default* usado na NRT do *software* da *Cochlear*. Quando dois estímulos são apresentados dentro de um intervalo cuja duração seja longa o suficiente para que o nervo não esteja no seu período refratário, a unidade neural pode estar apta a responder ao segundo estímulo. Entretanto, quando o intervalo entre os estímulos for menor que o período de recuperação, o segundo estímulo não

irá contribuir para a resposta neural, uma vez que o nervo permanecerá em período refratário. Diferentes neurônios apresentam diferentes períodos de recuperação, os quais podem ser avaliados em função da duração do intervalo entre dois estímulos subsequentes, ou seja, através do MPI (HALL, 1992).

Miller, Abbas e Brown (2000) propuseram método alternativo para eliminar o artefato de estímulo e contornar possíveis distorções introduzidas pelo método tradicional da subtração do mascaramento prévio para medidas de recuperação. O problema com o método da subtração do mascaramento prévio é que ele opera de acordo com o pressuposto de que a resposta parcialmente mascarada tem a mesma morfologia e latência do que a resposta sem mascaramento (estímulo sozinho). Os autores ilustraram a falha dessa suposição demonstrando que as respostas de uma fibra única parcialmente mascarada apresentam latências ligeiramente mais longas e redução de amplitudes em comparação a respostas sem mascaramento. Quando o método da subtração padrão é aplicado, a forma de onda resultante pode ter morfologia distorcida (resposta sem mascaramento menos resposta parcialmente mascarada). O método alternativo proposto por Miller, Abbas e Brown (2000), denominado “extração da resposta mascarada”, no *software* da NRT, apresenta quatro diferentes fases. Este método é ilustrado na figura 8. A fase (A) representa a apresentação do estímulo alvo antecedido do estímulo mascarador com o MPI de interesse, grande de forma a cair dentro do período refratário relativo. O estímulo mascarador desencadeia uma resposta neuronal e o artefato, ao passo que o estímulo alvo provoca uma resposta de um subconjunto de fibras recuperadas (resposta parcialmente mascarada) bem como o artefato. A fase (B) é a condição mascarada com um MPI suficientemente curto (default do *software* é 400µsec) para garantir que não haja resposta neural para o estímulo alvo, resultando em um modelo de artefato de estímulo. Quando a fase (B) é subtraída da fase (A), o artefato é removido da resposta do estímulo na fase (A). Na fase (C), (estímulo mascarador sozinho) remove a resposta neural e artefato gerados pelo estímulo mascarador na fase (A), e a fase (C') remove a resposta neural e o artefato gerados pelo estímulo mascarador no traço B. Em (C) e (C') os estímulos mascaradores acontecem exatamente ao mesmo tempo (que em A e B) sem o estímulo alvo. A fórmula resulta na subtração de  $A - B - C + C'$  com a resposta neural ao estímulo alvo isolado (HUGHES, 2013).

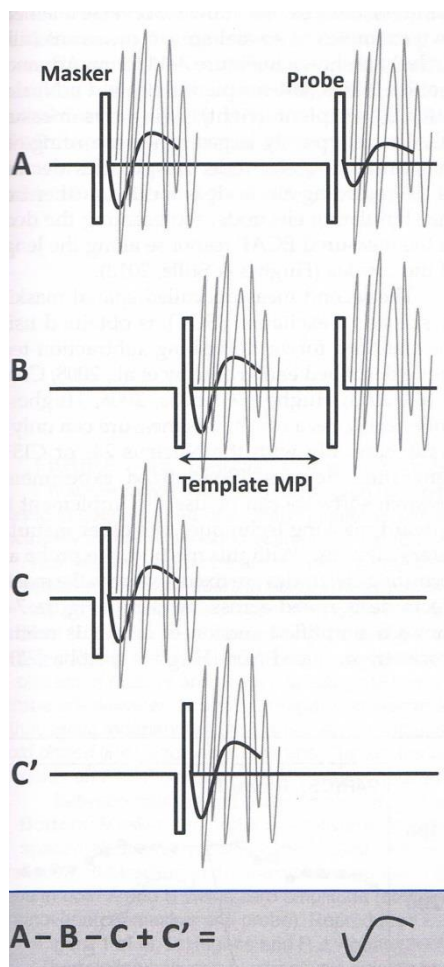


FIGURA 8 - EXTRAÇÃO DA RESPOSTA MASCARADA  
 FONTE: HUGHES (2013)

Na NRT a REC mede o ECAP em resposta ao segundo pulso bifásico (o estímulo prova) após mascarado pelo primeiro estímulo (o mascarador). O MPI é variado e a amplitude do ECAP é medida a cada intervalo, dando uma recuperação exponencial inversa. É feita distinção entre a refratariedade de uma única fibra e a refratariedade de todo o nervo. A hipótese é de que o tamanho da população neural influencia fortemente na refratariedade do nervo todo: grandes populações neurais operam perto do limiar e são mais suscetíveis a mascaramento, levando a recuperação mais lenta do ECAP. No entanto, essas populações mantêm a capacidade de resposta temporal através do maior número de neurônios não refratários (BOTROS; PSARROS, 2010b).

Comparando-se o tempo de recuperação entre os eletrodos, estudos mostraram que períodos de recuperação mais lentos foram encontrados nos eletrodos basais (GANTZ; BROWN; ABBAS, 1994). Em média, os estudos têm relatado que o nervo auditivo encontra-se em total refratariedade com durações de

MPI entre 250-500  $\mu$ s. (ABBAS *et al.*, 1999; BRICKLEY; CONWAY; CRADDOCK, 2000; MILLER *et al.* 2001).

A REC é medida por meio da NRT, permitindo avaliar a capacidade de processamento temporal do usuário de IC (ABBAS *et al.*, 1999; ABBAS *et al.*, 2000; FERRARI *et al.*, 2004) e revelar a habilidade dos neurônios auditivos em acompanhar os padrões temporais da fala (BROWN, 1996).

As propriedades refratárias podem ser medidas por meio da NRT utilizando a técnica de subtração. Nesse caso, o estímulo prova e o mascarador são mantidos fixos em nível supraliminar e o IPI é variado. A variação do IPI permite analisar os efeitos que variações de propriedades temporais do estímulo exercem sobre o ECAP, sendo estabelecidas então as chamadas “curvas de recuperação”. Conforme o IPI é aumentado, aumenta-se o tempo após o sinal mascarador para que os neurônios saiam do período refratário e respondam ao estímulo prova, nos intervalos utilizados no paradigma de subtração. A consequência disso é que a amplitude das respostas subtraídas diminui conforme se aumenta o intervalo interpulso (FERRARI *et al.*, 2004).

Saunders *et al.* (2002) investigaram a hipótese de que o limiar e os níveis de conforto em pacientes com implantes cocleares são reduzidos e aumentam a gama dinâmica quando a distância do eletrodo da parede modiolar diminui. Para isso, investigaram dois grupos, sendo um implantado com o eletrodo *Contour*, e outro com o feixe de eletrodo reto. Os resultados corroboraram a hipótese de que a relação entre a distância do eletrodo e as medidas psicossomáticas são influenciadas por padrões de crescimento de tecido fibroso e pelas diferenças individuais do paciente, tais como a etiologia e a sobrevivência neuronal.

Schultz *et al.* (2003), sabendo que os valores de ESRTs medidos no intraoperatório são influenciados por anestésicos, conduziram estudo retrospectivo para descobrir se o eletroencefalograma (EEG) controle da anestesia produz valores de limiar de reflexo mais confiáveis para serem usados como base para o ajuste do processador de fala. Concluíram que as crianças examinadas com EEG tiveram ESRTs significativamente menores e, também, diferenças de reflexo estapédio significativamente mais baixas entre os limiares no intraoperatório e pós-operatório, determinando os níveis máximos confortáveis. Sendo assim, o monitoramento com o EEG no IC é de grande importância no controle da anestesia e auxilia no ajuste dos



níveis do processador de fala, com base em dados neurofisiológicos intraoperatórios mais confiáveis.

Charasse *et al.* (2003), sabendo que uma das principais dificuldades nas gravações do ECAP é reduzir o artefato de estímulo devido à estimulação elétrica, já que a técnica de subtração pode distorcer as respostas do mesmo em determinadas situações, estudaram uma modificação na técnica de subtração para ser aplicada à medição da REC, concluindo que ambos os métodos têm limitações e vantagens. O método de subtração modificada, no entanto, pareceu ser melhor para a análise de gravações do ECAP em medição da REC devido ao maior número de respostas obtidas em comparação com o método padrão.

Battmer *et al.* (2004) avaliaram o desempenho das novas características do sistema IC *Nucleus Research Platform 8* (RP8), desenvolvido para fins de pesquisa. Os principais objetivos da investigação foram definir os parâmetros *default* do sistema e avaliar a efetividade de diferentes métodos de redução de artefatos, com os limiares da NRT e as medidas da REC implementados pelo *software* NRT. Alguns resultados preliminares da investigação e da pesquisa das medidas da REC foram apresentados e, também, foram expostos quatro novos métodos de cancelamento do artefato, além do método padrão usado no sistema *Nucleus® 3*: (1) polaridade alternada - Neste método, a polaridade do pulso bifásico e, conseqüentemente, do artefato, são alternadas; (2) apresentações escalonadas (*Scaled Template*) - Neste método, uma apresentação subliminar do artefato é usada; (3) extração da resposta mascarada (*Masked Response Extraction*) - Implementação do método descrito por Miller, Abbas e Brown (2000). Este método é usado para registrar a REC pela variação do intervalo entre o mascarador e o eletrodo prova; (4) pulso de redução do artefato (*Artefact-Reduction Pulse*) - Este método faz uso de uma terceira fase, também chamada de pulso de redução do artefato (*Artefact Reduction Pulse – ARP*), além do pulso bifásico. O ARP pode ser combinado a qualquer um dos métodos anteriores. Os dados foram coletados de 15 pacientes adultos com perda auditiva sensorineural severa a profunda bilateral, todos usuários de IC pós-linguais, nenhum com surdez de componente congênito. Foi investigada e comparada a efetividade dos diferentes métodos de cancelamento de artefato para a gravação da AGF e da REC nos diferentes eletrodos no intraoperatório e pós-operatório até seis meses depois da ativação do IC. A REC foi medida com o uso do método MRE. Para obter uma REC completa, o intervalo entre o mascarador e o

eletrodo prova (MPI) variou entre 100 e 10000  $\mu$ s e o MPI de referência foi de 300  $\mu$ s. As funções de recuperação foram medidas em diferentes eletrodos, usando o nível de apresentação mais alto ainda confortável para o paciente. Em MPIs muito curtos, supõe-se que todas as fibras do nervo auditivo estão num estado de período refratário absoluto, e não há resposta neural mensurável. Com o aumento do MPI durante o período refratário relativo, o ECAP aparece e aumenta em amplitude com o aumento do MPI até atingir o nível de saturação, no qual todas as fibras encontram-se recuperadas do período refratário.

A REC é calculada com um modelo matemático proposto por MÜLLER-DEILE, J. (2003)<sup>1</sup> citado por BATTMER *et al.* (2004, p. S11) define que:  $F(\text{MPI}) = A(1 - \exp[-\alpha(\text{MPI} - T_0)])$ , sendo “A” correspondente à amplitude máxima da resposta neural no nível de saturação, “T0” a medida do período refratário absoluto, e “ $\alpha$ ” a constante de tempo de recuperação durante o período refratário relativo. A REC foi registrada em diferentes eletrodos e diferentes níveis de corrente e comparada através das médias de “T0” e “ $\alpha$ ”. A resposta do ECAP registrada tinha cerca de cinco vezes menos ruído e registros mais rápidos do ECAP. Os resultados obtidos com os diferentes métodos de cancelamento do artefato mostraram que o método do mascaramento prévio é o padrão ouro no sistema *Nucleus*® 3, trazendo os melhores resultados. Em todos os sujeitos, foi possível obter registro de resposta em todos os eletrodos mensuráveis com o uso do método do mascaramento prévio. O *software* da NRT da plataforma RP8 permite o registro da REC com o uso do método MRE. Em uma série de quatro funções de recuperação em diferentes níveis de corrente (CL: 165, 170, 180 e 195), os valores médios de “ $\alpha$ ”, de “T0” e da amplitude no nível de saturação “A” mostraram que a amplitude no nível de saturação aumenta com o aumento da corrente, enquanto “ $\alpha$ ” e “T0” (em  $\mu$ s) diminuem com o aumento da corrente. Para os sujeitos do experimento de Battmer *et al.* (2004), o perfil do limiar do ECAP foi correlacionado aos níveis comportamentais mínimos (T) e máximos (C) e estão próximos aos níveis T. Existe, portanto, potencial para o uso da REC na programação. Os resultados do estudo com a plataforma de pesquisa RP8 abrem novas oportunidades para expandir a

---

<sup>1</sup> MÜLLER-DEILE, J.; MORNOWSKI, A.; CHARASSE, B.; THAI-VAN, H.; KILLIAN, M.; *et al.* 2003. Correlation of auditory nerve recovery function and offset between auditory nerve response thresholds and psychophysical thresholds in Nucleus cochlear implant recipients. Presented at the 4<sup>th</sup> Symposium on Electronic Implants in Otology and Conventional Hearing Aids, Toulouse, June 2003.

aplicação clínica da NRT e podem ajudar na otimização dos parâmetros de estimulação de indivíduos com IC, melhorando o reconhecimento de fala e a qualidade do som.

O experimento de Shpak, Berlin e Luntz (2004) teve como objetivo avaliar a possibilidade de relação entre as preferências subjetivas para determinada velocidade de estimulação e medidas objetivas de tempo de recuperação do nervo auditivo, usando NRT. Onze sujeitos implantados com IC *Nucleus® 24* usando processador de fala com estratégia ACE (*Advanced Combination Encoders*) à taxa de estimulação de 900 Hz foram introduzidos a outras duas opções de taxa de estimulação – 1200 e 1800 Hz – em duas sessões de montagem diferentes e, posteriormente, foram convidados a escolher sua taxa preferencial de codificação de fala. As preferências foram comparadas às medidas objetivas do tempo de recuperação do nervo auditivo obtido com a função refratária de recuperação da NRT. O tempo de recuperação do nervo auditivo para os indivíduos com preferência subjetiva pela taxa de estimulação lenta (900 ou 1200 Hz [Grupo 1, n = 6]) foi maior do que para os indivíduos que preferiram a taxa de estimulação rápida (1800 Hz [Grupo 2, n = 5]), com diferenças significativas entre os dois grupos. As respostas da NRT foram registradas a partir dos eletrodos 5, 7, 9, 11, 15 e 19, considerados representativos das áreas de estimulação ao longo da membrana basilar, da base ao ápice. Para determinar o tempo de recuperação do nervo auditivo foram usados diferentes IPIs (500, 750, 1000, 1500, 2000, 2500, 3250 e 4000  $\mu$ s). Foram considerados o tempo de recuperação do nervo auditivo registrados nos eletrodos 7, 11 e 15 para todos os pacientes nos dois grupos. O tempo de recuperação foi maior no Grupo 1 do que no Grupo 2. Essas diferenças foram estatisticamente significativas ( $p = 0,024$ ,  $0,009$  e  $0,03$  para os eletrodos 7, 11 e 15, respectivamente [teste de Mann-Whitney]). Os valores médios de IPI para cada sujeito variaram de 3500 a 4375  $\mu$ s no Grupo 1 e de 2800 a 3400  $\mu$ s no Grupo 2. Essas diferenças também foram estatisticamente significantes ( $p = 0,004$ ). Os autores afirmaram que a escolha da taxa preferencial de estimulação por cada indivíduo foi uma escolha subjetiva, com base na velocidade que lhes proporcionou melhor clareza de percepção da fala com intensidade de conversa informal, sem qualquer avaliação formal da percepção. Eles sugeriram que outros estudos avaliem as habilidades de percepção de fala, a fim de fundamentar a possível associação entre curtos períodos de recuperação de fibras do nervo coclear, a taxa preferencial de estimulação e o

nível de desempenho da fala. Por fim, concluíram que os tempos de recuperação do nervo auditivo medidos nos eletrodos 7, 11 e 15 podem ser usados como ferramenta de medição objetiva para prever a velocidade de estimulação preferida a fim de otimizar o mapa do indivíduo.

Morsnowski *et al.* (2006) postularam que o limiar do ECAP é um fator preditor que auxilia na programação do processador de fala e no estabelecimento do nível de conforto, e que as propriedades refratárias do nervo auditivo podem influenciar esses níveis. Devido à alta taxa de estimulação, os IPIs podem estar dentro do período refratário relativo. Os autores buscaram avaliar o método modificado de cancelamento do artefato proposto por Miller, Abbas e Brown (2000) e testar o melhor intervalo de referência entre o estímulo mascarador e o estímulo prova. As funções de recuperação foram investigadas em seis locais de estimulação. A sequência do eletrodo ativo foi 1, 5, 9, 13, 17 e 21 em 14 usuários do IC *Nucleus*® 24, totalizando 84 pontos de estimulação. Os métodos utilizados foram a NRT com o *software* NRT 3.0, largura de pulso 25  $\mu$ s, e ambas as técnicas convencional e modificada de mascaramento prévio para o cancelamento do artefato. Esta técnica introduz um intervalo de prova e um mascarador (MPI) de referência. Para minimizar o efeito da fadiga, mantendo o experimento o mais breve possível, a taxa de estímulo foi fixada em 80 Hz. Além disso, os locais de estimulação foram alterados após cada medição individual, de acordo com a sequência 1, 9, 17, 5, 21, 13, 1, 9, para atingir a distância máxima entre os locais de estimulação sucessiva e diminuir o efeito de fadiga. A REC foi mensurada com 19 MPIs (250, 275, 300, 300, 325, 350, 375, 400, 450, 500, 550, 600, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000  $\mu$ s), tanto com o método convencional como modificado de mascaramento prévio, sendo o MPI de 300  $\mu$ s medido duas vezes para avaliar a reprodutibilidade. A corrente de estimulação do estímulo mascarador foi equivalente ao nível mais forte aceito pelo paciente (*Loudest Acceptable Level* – LAPL) e o estímulo prova foi fixado em 10 unidades de corrente abaixo do LAPL. O limiar “T0” é uma estimativa do período refratário absoluto. A amplitude pico a pico aumenta até o nível de saturação “A”, com uma constante de tempo “tau”. No método convencional de mascaramento prévio, a maior amplitude de resposta é vista com MPI de 500  $\mu$ s, diminuindo progressivamente com o aumento do MPI. As medianas de “T0” aumentaram significativamente com o aumento do MPI de referência entre 325 e 550  $\mu$ s. Entretanto, o teste de Wilcoxon-Wilcox para múltiplas comparações mostrou que a

distribuição de “T0” para diferentes MPIs foi estatisticamente indistinguível para MPIs entre 250 e 375  $\mu$ s. A mediana de “T0” nas duas medidas realizadas para avaliar a reprodutibilidade com MPI de referência de 300  $\mu$ s foi de  $389 \pm 59 \mu$ s e  $392 \pm 60 \mu$ s, respectivamente. As medianas da constante de tempo “tau” do período refratário relativo foram  $438 \pm 192 \mu$ s e  $412 \pm 197 \mu$ s, respectivamente. As medianas da amplitude no nível de saturação “A” foram  $318 \pm 136 \mu$ V e  $308 \pm 140 \mu$ V, respectivamente. A técnica modificada de mascaramento prévio para o cancelamento do artefato tem parâmetro adicional, o MPI de referência, que impacta de forma importante a captação da amplitude real quando as fibras do nervo estão fora do período refratário. Os autores concluíram que, como o limiar do ECAP é usado na programação do processador de fala, a influência do período refratário do nervo auditivo no limiar do ECAP tem que ser investigada. Sendo assim, a determinação dos níveis T e C pode ser influenciada pela refratariedade do nervo auditivo.

Cohen (2009) estudou a resposta neural da estimulação elétrica com curto IPI. A recuperação do ECAP foi gravada usando pulsos mascaradores com vasta gama de correntes em relação à estimulação. O ECAP foi gravado em seis indivíduos adultos com perda auditiva profunda, implantados com o IC *Nucleus*® 24, sendo três com eletrodo *Straight* (S1-S3) e dois com eletrodo *Contour*™ (C1-C2). A medida do ECAP foi gravada usando a NRT versão 3.0 do *software*. A medida da recuperação foi feita nos sujeitos S1-S3 e C1-C2 nos eletrodos 6, 12 e 18. Para os três eletrodos foram usadas correntes equivalentes a 50% do valor de corrente do nível máximo de conforto e para o eletrodo 12 também foram usadas correntes equivalentes a 20% e 80%. Para cada combinação de eletrodos e corrente de estimulação, registros foram feitos variando a corrente do mascarador, com diferentes unidades de corrente (de -25, -20, -15, -10, -5, 0, 5, 10 e 15 CL). Dentro da subsérie foram usados 20 MPIs diferentes (125, 152, 186, 226, 276, 336, 410, 500, 615, 757, 931, 1145, 1408, 1732, 2131, 2621, 3224, 3965, 4878 e 6000  $\mu$ s) de forma a obter a REC. O MPI foi medido a partir do estímulo mascarador, o verdadeiro IPI entre o estímulo mascarador e o prova foi dado pela duração do estímulo mascarador (75 $\mu$ s) mais o MPI. A latência do pico N1 geralmente aumenta com o aumento da diferença entre o estímulo mascarador e o prova, o que pode ser explicado principalmente pelo aumento da latência individual das fibras durante o período refratário relativo; quando as diferenças são maiores, maior porcentagem de

fibras está em período refratário relativo e a latência média é mais longa. Entretanto, a mudança na latência das respostas de calibração indica que, provavelmente, também há pequena influência da adaptação na latência. Empregando os parâmetros não refratários e uma REC neural de dois parâmetros, o modelo foi ajustado ao período refratário do ECAP para o caso em que a corrente mascarada foi mais forte do que o estímulo prova. Com isso, o modelo para descrever a REC do ECAP foi montado numa série com diferentes correntes do mascarador, mantendo o estímulo prova fixo. Contribuições facilitadoras da REC para diferentes correntes de mascaramento em relação ao estímulo prova estavam quantificadas por comparação experimental da REC com modelos de funções que incluem só o comportamento refratário. As características de excitação neural das matrizes de eletrodos são determinadas em parte pela sua posição em relação às células ganglionares espirais e outros elementos neurais, e os eletrodos devem ser capazes de produzir excitação acentuada em diversos locais. Com efeito, o exercício de aplicar os métodos pode ajudar a quantificar os requisitos para matrizes de eletrodos. No entanto, mesmo com a tecnologia atual dos eletrodos, a aplicação dos métodos para o processamento de som deve permitir o melhor desempenho possível. Isso porque, dentro das limitações de *hardware* e de eletrodos, a resposta neural seria otimizada em termos de volume e de ambos os padrões espaciais e temporais da excitação. O modelo deveria fornecer meios para melhorar os algoritmos para o processamento da fala para o IC, permitindo a incorporação sistemática de informações adicionais da resposta neural à estimulação elétrica.

Crawford *et al.* (2009), pensando no uso do ESRT ou do limiar do ECAP para a programação do IC principalmente em crianças, avaliaram o efeito dos anestésicos “dose-dependentes” usados durante a cirurgia de IC. O objetivo era investigar se os diferentes anestésicos alteravam o limiar do ECAP e o ESRT. Os resultados mostraram que o reflexo estapediano foi pouco afetado pelo anestésico propofol, mas que os anestésicos voláteis causaram supressão acentuada desse reflexo. O ECAP, no entanto, não foi afetado pela concentração de anestésico volátil ou propofol. Esses resultados sugerem que o uso de anestésicos voláteis para induzir a hipotensão arterial deve ser evitado durante a cirurgia de IC, pois podem induzir ao nível de conforto errado e prejudicar a programação, levando ao desconforto. Essas medidas devem auxiliar na configuração inicial da faixa dinâmica de estimulação do processador de fala, o que é difícil em lactentes e crianças

jovens, devido à sua limitada cooperação e habilidades de comunicação. Medidas em crianças acordadas são subjetivas e dependem de métodos de audiometria de resposta comportamental. Métodos objetivos, em contraposição a métodos comportamentais, são cada vez mais usados para determinar os limites da gama dinâmica de estimulação. O conhecimento dos efeitos da anestesia sobre essas medidas objetivas é importante para otimizar o resultado do IC pediátrico.

Botros e Psarros (2010b) estudaram a relação entre a população neural, que é o número de neurônios excitados por dado estímulo, e a REC. Consideraram dois fatores como influentes da população neural ativa: o número de neurônios sobreviventes e a dispersão do campo do estímulo elétrico. Esses parâmetros foram explorados de duas maneiras: (1) usando o tempo da perda auditiva como indicador da sobrevivência neural em cada sujeito, comparando-o com a REC; e (2) investigando o efeito do tipo de feixe de eletrodos do implante. As RECs do ECAP foram obtidas a partir de 21 adultos implantados com o dispositivo *Nucleus® Freedom™*, usando o software *Nucleus® Custom Sound™ EP* (Cochlear Corporation). Dos 21 sujeitos, nove foram implantados com o feixe de eletrodos *Contour™* (eletrodo perimodiolar) e 12 com o feixe de eletrodos *Straight* (eletrodo reto). A REC foi obtida no nível de corrente máximo aceitável para cada sujeito em cada eletrodo testado e medida usando o paradigma de extração da resposta mascarada (MRE). Essa função depende do nível de estímulo e, indiretamente, do nível de *loudness*. Por conta disso, nesse estudo, a REC foi obtida em nível de *loudness* aproximado entre os indivíduos, lembrando que os níveis de estímulo mais elevados evocam ECAPs maiores e funções de recuperação mais claras. A REC da constante de tempo “tau” (período de recuperação relativo, correspondente à inclinação da REC) foi utilizada nesse estudo como a principal medida de refratariedade. Duas observações foram feitas, ambas consistentes com a hipótese de que o tamanho da população neural influencia fortemente na refratariedade do nervo todo: grandes populações neurais operam perto limiar e são mais suscetíveis a mascaramento, levando a uma recuperação mais lenta do ECAP, no entanto, mantêm a capacidade de resposta temporal, através de um maior número de neurônios não refratário. Primeiro, houve clara diferença entre as RECs obtidas com o implante *Contour* e com o implante *Straight*. A média do grupo que utilizou o implante *Contour* foi de 0,51 ms e a média do grupo utilizando o implante *Straight* foi de 0,90 ms; essa diferença mostrou-se estatisticamente significativa. O efeito do tipo

de feixe de eletrodos do implante se justificava pela diferente propagação da excitação observada com o eletrodo *Contour* e com o *Straight*. O *Contour* é um feixe curvado posicionado perto do modíolo, enquanto o *Straight* tende a posicionar-se ao longo da parede lateral da escala timpânica. Assim, os estímulos do eletrodo *Contour* estão mais próximos dos elementos neurais do que os do implante *Straight*. Campos elétricos mais focalizados são induzidos pelos eletrodos de meia-banda do feixe *Contour*. Por conta disso, menor número de neurônios estaria dentro do campo elétrico gerado pelos estímulos do feixe de eletrodos deste implante. Para que esses poucos eletrodos gerem a mesma sensação de *loudness*, eles devem ser conduzidos com maior taxa de estimulação do que a conduzida pelo feixe de eletrodos *Straight*, confirmando que os feixes retos geram campos de excitação mais amplos. Em segundo lugar, foi observada tendência geral para a constante de tempo “tau” da REC, que diminui com o aumento do tempo da perda auditiva, embora quando comparada ao tipo de feixe, nenhuma correlação parece significativa.

Botros e Psarros (2010b), numa segunda fase da mesma pesquisa, estudaram modelo computacional da REC do ECAP construído com base em dados do nervo auditivo do gato. O modelo permite que o tamanho da população neural seja manipulado e, conseqüentemente, as funções de recuperação a partir de diferentes populações neuronais sejam comparadas à amplitude do ECAP. A maior população neural foi associada à recuperação mais lenta do ECAP. Em uma terceira fase da pesquisa, os limiares ECAP (via AutoNRT), as RECs do ECAP e os níveis T e C foram obtidos a partir de um conjunto de 12 indivíduos. Níveis psicofísicos foram medidos através de estímulos de pulso em seis taxas de estimulação diferentes, abrangendo 250-3500 Hz. Em cada um dos eletrodos, a REC da constante de tempo “tau” foi comparada a duas medidas de resposta temporal: (1) a inclinação da tendência linear dos níveis psicofísicos com a taxa de estimulação; e (2) a diferença entre os limiares do ECAP (uma medida simples do pulso) e 900 T-level/ Hz (uma medida de trem de pulso). A REC da constante de tempo “tau” foi correlacionada a duas medidas de capacidade de resposta temporal. A recuperação foi associada a maior capacidade de resposta temporal, confirmando os resultados de estudos anteriores. Os autores concluíram, com esse estudo, que a recuperação mais lenta do ECAP está associada a maiores populações neurais. Os resultados coletivos sugerem que esse ponto de vista da população neural da REC explica a associação



observada entre a recuperação mais lenta do ECAP e maior capacidade de resposta temporal.

Goffi-Gomez *et al.* (2010a) avaliaram a existência da mudança na medida da REC feita no intraoperatório e pós-operatório, usando o *software Custom Sound EP* em pacientes com *Nucleus® Freedom™*. Vinte pacientes implantados com o dispositivo foram avaliados no intraoperatório e pós-operatório até seis meses depois da ativação. Todos os pacientes tinham a inserção completa dos eletrodos. A REC do eletrodo 10 ou 11 foi coletada em ambos os momentos. Com exceção do nível de corrente, todos os parâmetros de estimulação foram similares, incluindo a frequência de estimulação (80 Hz). A amplitude de saturação “A”, o período refratário absoluto “T0” e a função de curvatura “tau” foram coletados para cada paciente. A ocorrência de respostas em um curto MPI foi também investigada em ambas as sessões (intra e pós-operatório). A medida do nível de corrente (*probe current level*) da estimulação no intraoperatório foi determinada como 201 uc, enquanto no pós-operatório a medida do nível de corrente foi de 190 uc. A amplitude do nível de saturação no intraoperatório “A”, “T0” e “tau” foram estatisticamente mais altas. No intraoperatório, 50% das sessões tiveram respostas no MPI de 100 µs, enquanto 90% das sessões pós-operatórias tiveram resposta em MPI de 100 µs. A REC mostrou-se diferente no intraoperatório e pós-operatório, o que, segundo os autores, deve-se à melhor eficiência do nervo.

Goffi-Gomez *et al.* (2010b) também avaliam a resposta neural com IC de feixe duplo (*double-array*), além de descrever a REC e a dispersão de excitabilidade neural (*spread of excitation*). Para isso, realizaram estudo prospectivo em 11 pacientes implantados com IC de feixe duplo, por apresentarem cócleas ossificadas após quadro de meningite e consequente labirintite ossificante. Os pacientes estudados possuíam idades variando entre 4 e 43 anos de idade (média 24,3) e tempo de intervalo entre a surdez e o IC variando entre dois e 30 anos. A NRT foi realizada no intraoperatório utilizando o *software* NRT 3.0, no qual o cancelamento do artefato utiliza o método de mascaramento prévio, e o intervalo entre o estímulo mascarador e o estímulo prova padrão (MPI) é de 500 µs. O limiar da NRT pôde ser registrado em seis dos 11 pacientes, ao menos em um eletrodo; os cinco pacientes restantes não apresentaram resposta neural mensurável no intraoperatório. Pelo menos um eletrodo em cada matriz foi testado: o eletrodo 3, 6 ou 9 para a matriz basal, e eletrodo 13, 16 ou 19 para a matriz apical. A série REC usou MPIs de 500,

750, 1000 e 2000  $\mu$ s. Essa medição pode indicar o quão rápido o período refratário se dá em um eletrodo específico. A diminuição dessa amplitude de resposta é esperada quando o MPI é aumentado, já que mais fibras estão no período refratário. Os autores observaram que, embora as funções de recuperação e da dispersão de excitabilidade puderam ser registradas em todos os eletrodos testados com respostas neurais mensuráveis, as respostas foram diferentes das registradas em pacientes com outras etiologias.

Kutscher *et al.* (2010) defenderam a ideia de que a REC pode ser extraída do potencial de ação das fibras neurais. O ECAP pode ser influenciado pela estimulação recebida pelo nervo e pela etiologia da perda auditiva e, conseqüentemente, afetar a REC. Os autores investigaram se há correlação entre REC e os fatores etiologia, tempo de surdez e tempo de uso do Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI) antes do IC. Para isso, realizaram estudo retrospectivo transversal com coleta de dados sobre etiologia, tempo de uso de AASI e REC de 50 indivíduos, 26 crianças e 24 adultos, usuários do dispositivo multicanal *Nucleus*® 24. As medidas da REC foram calculadas e os pacientes foram divididos em três grupos (Grupo 1: recuperação rápida, Grupo 2: recuperação intermediária e Grupo 3: recuperação lenta). Os resultados não mostraram correlação estatisticamente significativa entre a recuperação e os aspectos pré-cirúrgicos estudados. Foi possível observar maior concentração tanto de crianças quanto de adultos nas REC intermediárias. O Grupo 1 não agrupou indivíduos com surdez de etiologia infecciosa, tais como meningite, rubéola e citomegalovírus. A REC média apresentou-se mais lenta para as etiologias infecciosas, tanto para o grupo de crianças como para o grupo de adultos. A partir desses resultados, os autores observaram que não houve correlação estatisticamente significativa entre REC e os fatores etiologia, tempo de surdez e tempo de uso de AASI antes do IC.

Hughes *et al.* (2012) realizaram pesquisa objetivando caracterizar a variabilidade intra e interindividual na amplitude e nos padrões de resposta temporal do nervo auditivo obtidas pelo ECAP. Foram selecionados 42 indivíduos entre adultos e crianças. Para 16 indivíduos, não foi possível mensurar o ECAP, o que resultou na exclusão de seus dados da pesquisa. Dos 26 indivíduos que permaneceram, três realizaram o experimento em ambas as orelhas, totalizando 29 orelhas testadas. Os indivíduos foram implantados com diferentes tipos e marcas de dispositivos: duas orelhas com *Advanced Bionics* CII (*Advanced Bionics*, Sylmar,

CA, Estados Unidos); oito orelhas com *Advanced Bionics Hi Res 90K*; seis orelhas com *Nucleus®24R (CS)* (*Cochlear Ltd.*, Macquarie, NSW, Austrália); nove orelhas com *Nucleus®24RE(CA) Freedom*; e quatro orelhas com *Nucleus®CI512*. Os ECAPs foram registrados em resposta a cada um dos 21 pulsos em um trem de pulsos para cinco taxas de estimulação (900, 1200, 1800, 2400, e 3500 pps) em três regiões da cóclea (basal, medial e apical). Os seguintes parâmetros específicos foram examinados: (1) a taxa com que o padrão alternado cessou (denominado taxa estocástica); (2) a profundidade de alternância e a taxa em que a alternância máxima ocorreu; e (3) a média normalizada de amplitude do ECAP através do trem de pulsos (medida da adaptação global/dessincronização). O padrão de amplitude alternada foi tipicamente observado em todo o trem de pulsos para taxas mais lentas, o que reflete propriedades refratárias de fibras nervosas individuais. Para taxas mais rápidas, a alternância cessou e as amplitudes no geral foram mais baixas em relação ao primeiro trem de pulso, refletindo uma dessincronização *cross-fibra*. A amplitude relativa do ECAP reflete o número total de fibras respondendo a cada pulso. As amplitudes globais do ECAP são reduzidas à medida que aumenta a taxa de estimulação (2000–5000 pps), devido a efeitos combinados de período refratário e adaptação. Para trens de pulso muito lentos (na ordem de 100–200 pps), as amplitudes do ECAP são de forma geral similares entre os pulsos individuais, sugerindo que a mesma população de fibras é despolarizada e em seguida completamente recuperada a cada pulso no trem. Para trens de pulso mais rápidos (aproximadamente 400–1500 pps), emerge um padrão de resposta alternada, que reflete a variação no período refratário absoluto e relativo entre cada fibra do nervo auditivo. Os resultados mostraram: (1) que a taxa estocástica variou ao longo das regiões da cóclea para a maioria dos indivíduos (79%, ou 23 de 29 orelhas testadas); (2) as taxas estocásticas variaram entre toda a gama de taxas testada (900–3500 pps); (3) para grande número de indivíduos, o padrão alternado desenvolveu um triplo padrão como o aumento da taxa para 2400-3500 pps; (4) o estado estocástico foi alcançado na maioria das vezes para trens de pulso com 2400–3500 pps; (5) o nível de estímulo foi significativamente correlacionado à taxa estocástica; (6) a máxima alternância ocorreu com mais frequência para trens de pulso com 1200–1800 pps; (7) em média, a profundidade máxima da alternância abrangeu cerca de 19% da amplitude de resposta ao primeiro impulso no comboio; (8) a quantidade global de adaptação/dessincronização decaiu exponencialmente

em função da taxa de pulso-trem; (9) em média, aproximadamente 23% da população total de fibras recrutadas pelo primeiro pulso produziu resposta a cada pulso subsequente no ritmo mais rápido (3500 pps); e (10) as propriedades da resposta temporal do nervo auditivo parecem ser resistentes à reimplantação do dispositivo e aos efeitos longitudinais.

Brademann *et al.* (2013) investigaram se a profundidade da anestesia influencia no ESRT medido no intraoperatório da cirurgia de IC. Agentes anestésicos usados de maneira equilibrada estavam em combinação com remifentanil em 15 pacientes, sevoflurano e midazolam até a idade de dez anos, e propofol e midazolam em pacientes com mais de dez anos. A profundidade da anestesia foi monitorada pelo índice de monitoramento cerebral ou Narcotrend®, e os ESRTs foram detectados visualmente. Nas crianças, o ESRT aumentou significativamente (média: 206,8 +/- 15.5 uc) em contraste com o propofol (média: 199 +/- 9,5 uc,  $p < 0,001$ ). Nos adultos, nenhuma diferença significativa no ESRT pôde ser detectada pelo uso de propofol (média: 194 +/- 7,5 uc) ou midazolam (média: 192,6 +/- 8,3 uc). Utilizou-se um índice de monitoramento cerebral de 40 tanto para crianças como adultos.

No experimento realizado por Carvalho, Hamerschmidt e Wiemes (2015), considerou-se que a NRT é um método de captação do potencial de ação da porção distal do nervo auditivo em usuários de IC, utilizando-se do próprio IC para eliciar e gravar as respostas. Através dele, pode-se também medir a REC, ou seja, as propriedades refratárias do nervo auditivo. Os resultados da NRT e da REC intraoperatórias foram comparados entre adultos e crianças submetidos ao IC, através de estudo transversal, descritivo e retrospectivo. A NRT é avaliada em nível de amplitude ( $\mu V$ ) e, a REC, em função de três parâmetros: “A” (nível de saturação -  $\mu V$ ), “T0” (período refratário absoluto -  $\mu s$ ) e “tau” (curva da função modelo -  $\mu s$ ). Essas foram medidas em três eletrodos (apical, medial e basal). Foram avaliados 52 pacientes com NRT intraoperatória (26 adultos e 26 crianças), e 24 com REC (12 adultos e 12 crianças). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as respostas intraoperatórias de adultos e crianças para a NRT nem para os três parâmetros da REC, exceto pelo parâmetro “A” (nível de saturação) do eletrodo basal.

### **3 CASUÍSTICA E MÉTODOS**

#### **3.1 ANÁLISE DO COMITÊ DE ÉTICA**

Este estudo teve a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (UFPR), sob o CAAE: 01395812.0.0000.0096, em maio de 2012. (ANEXO I).

#### **3.2 LOCAL DO ESTUDO**

Estudo realizado no Hospital de Clínicas da UFPR e no Hospital do Instituto Paranaense de Otorrinolaringologia (IPO), pela mesma equipe médica e fonoaudiológica.

#### **3.3 PERÍODO DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO**

O estudo realizado no período de junho de 2012 a abril de 2015.

#### **3.4 TIPO DO ESTUDO**

Estudo transversal, descritivo (e prospectivo) dos resultados das NRT e REC.

#### **3.5 PARTICIPANTES DO ESTUDO**

Fizeram parte do estudo 34 indivíduos adultos submetidos à cirurgia de Implante Coclear (IC), divididos em dois grupos: Grupo “A”, com 17 indivíduos sob anestesia geral, idade entre 18 e 59 anos, oito do sexo feminino e nove do masculino e Grupo “B”, com 17 indivíduos sob anestesia local e sedação, idade entre 18 e 55 anos, treze do sexo feminino e quatro do masculino. A escolha dos pacientes para cada grupo foi realizada aleatoriamente.

### 3.5.1 Seleção dos Participantes

Os indivíduos selecionados apresentavam surdez sensorineural severa à profunda bilateral, irreversível, sem resposta a aparelhos auditivos convencionais, e foram selecionados pela Equipe de Implante Coclear seguindo os critérios para indicação da cirurgia. Cada um desses indivíduos foi submetido a todos os exames necessários, incluindo: audiometria tonal, impedanciometria, emissão otoacústica, potencial evocado auditivo de tronco encefálico, tomografia computadorizada de orelha média e mastoide, ressonância nuclear magnética de orelha interna com reconstrução tridimensional de cóclea, e testes de percepção auditiva, fala e linguagem, com aparelho de amplificação sonora com e sem pistas visuais. Além disso, foram realizados exames pré-operatórios e avaliação com a Equipe de Anestesiologistas. Essa avaliação envolveu completa investigação da condição geral do paciente, assim como de possíveis comorbidades. Nos pacientes candidatos à anestesia local e sedação, foram discutidas as questões pertinentes a esse tipo de anestesia e o que o paciente poderia sentir durante o procedimento. Antes de se submeterem à cirurgia, todos os pacientes foram instruídos sobre todas as etapas que envolvem o IC, bem como assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

<b>Anestesia Geral</b>						
<b>Indivíduo</b>	<b>Etiologia</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>T.Surdez (anos)</b>	<b>Pré/Pós lingual</b>	<b>Orelha</b>	<b>Sexo</b>
1	Prematuridade	18	18	Pré-lingual	OE	M
2	Genética	39	39	Pré-lingual	OE	M
3	Genética	20	20	Pré-lingual	OD	M
4	Sd. Uscher	18	18	Pré-lingual	OD	M
5	Genética	20	20	Pré-lingual	OD	M
6	Rubéola	18	18	Pré-lingual	OD	M
7 <sup>a</sup>	Genética	20	20	Pré-lingual	OE	F
7 <sup>b</sup>	Genética	19	19	Pré-lingual	OD	F
9	idiopática	27	15	Pós-lingual	OD	F
10	Sd. Menière	47	6	Pós-lingual	OD	F
11	Meningite	21	5	Pós-lingual	OD	M
12	Surdez Congenita	18	10	Pós-lingual	OE	F
13	Idiopática	24	9	Pós-lingual	OD	F
14	Otosclerose	54	6	Pós-lingual	OD	M
15	Sd. Menière	59	10	Pós-lingual	OD	F
16	Idiopática	44	4	Pós-lingual	OE	F
17	Genética	30	10	Pós-lingual	OD	F
18	Otosclerose	55	8	Pós-lingual	OD	M

QUADRO 1 - AMOSTRA DA POPULAÇÃO EM ESTUDO NO GRUPO "A" – ANESTESIA GERAL  
 FONTE: O Autor (2015)

LEGENDA: T. Surdez = Tempo de surdez independentemente de ter feito uso de Aparelho de Amplificação Sonora Individual; OD = Orelha Direita implantada; OE = Orelha Esquerda implantada; F = sexo feminino; M = sexo masculino; Sd. = Síndrome.

<b>Anestesia Local e Sedação</b>						
<b>Indivíduo</b>	<b>Etiologia</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>T.Surdez (anos)</b>	<b>Pré/Pós lingual</b>	<b>Orelha</b>	<b>Sexo</b>
1	Prematuridade	26	26	Pré-lingual	OE	F
2	Genética	22	22	Pré-lingual	OD	F
3	Rubéola	39	39	Pré-lingual	OD	F
4	Genética	37	37	Pré-lingual	OD	M
5 <sup>a</sup>	Rubéola	24	24	Pré-lingual	OD	F
5b	Rubéola.	26.	26	Pré-lingual	OE	F
7	Surdez Congênita	41	41	Pré-lingual	OD	F
8	Surdez Congênita	18	18	Pré-lingual	OE	M
9	Rubéola	46	44	Pré-lingual	OD	F
10	Meningite	43	3	Pós-lingual	OD	M
11	Sd. Mondini	46	30	Pós-lingual	OD	F
12	Idiopática	43	3	Pós-lingual	OE	F
13a	Sd.Parry Romberg	30	3	Pós-lingual	OE	F
13b	Sd.Parry Romberg	31	2	Pós-lingual	OD	F
15	Idiopática	55	20	Pós-lingual	OE	F
16	Idiopática	26.	10	Pós-lingual	OD	F
17	Idiopática	39	10	Pós-lingual	OD	M
18	CMV	28	27	Pós-lingual	OE	F
19	Genética	46	15	Pós-lingual	OD	F

QUADRO 2 - AMOSTRA DA POPULAÇÃO EM ESTUDO NO GRUPO "B" – ANESTESIA LOCAL E SEDAÇÃO

FONTE: O Autor (2015)

LEGENDA: T. Surdez = Tempo de surdez independentemente de ter feito uso de Aparelho de Amplificação Sonora Individual; OD = Orelha Direita implantada; OE = Orelha Esquerda implantada; F = sexo feminino; M = sexo masculino; Sd. = Síndrome.

### 3.5.2 Tipo de Anestesia

#### 3.5.2.1 Grupo "A" – Anestesia Geral

No grupo submetido ao procedimento sob anestesia geral, a indução foi realizada com clonidina 1 mg/kg, fentanil 3 a 5 mcg/kg, midazolam 0,1 mg/kg, propofol 3 mg/kg, rocurônio 0,5 mg/kg e intubação orotraqueal. Após a anestesia, realizou-se a infiltração local com xylocaína 2% e adrenalina 1:50000 na região



retroauricular, na região do nicho para a unidade interna e nos quatro quadrantes do conduto auditivo externo. A manutenção foi feita com protóxido de azoto e isoflurano. A reversão anestésica foi realizada com atropina 0,5 mg/kg e prostigmine 1 mg. Outras drogas de rotina foram o ondansetron 4 mg, repetido se necessário, até 16 mg ao dia, metoclopramida 10 mg, cefazolina 1 g, dexametasona 1 mg/kg, dipirona 1 g (analgésico) e cetorolaco 30 mg.

### 3.5.2.2 Grupo “B” – Anestesia Local e Sedação

No grupo submetido ao procedimento sob anestesia local e sedação endovenosa, nenhuma medicação pré-anestésica foi administrada. A monitorização intraoperatória se deu através de eletrocardiograma e oximetria de pulso. Todos os pacientes receberam fentanil 1 µg/kg, meperidina 0,5 mg/kg, midazolam 5 mg e clonidina 2 µg/kg no momento da indução anestésica, e oxigênio nasal administrado na taxa de 3 l/min. Após a sedação, a anestesia local foi feita com xylocaína 2% e adrenalina 1:50000, na região retro auricular, na região do nicho para a unidade interna e nos quatro quadrantes do conduto auditivo externo. A pressão foi mantida dentro da normalidade durante a cirurgia, sem induzir hipotensão. Durante a cirurgia, a dose dos opioides foi repetida quando houve necessidade, se o paciente reclamava de alguma dor ou desconforto ou começava a acordar. Outras drogas de rotina foram o ondansetron 4 mg, repetido se necessário, metoclopramida 10 mg, cefazolina 1 g, dexametasona 1 mg/kg, dipirona 1 g e cetorolaco 30 mg. A reversão anestésica foi feita com naloxone 0,2 mg.

## 3.6 TÉCNICA CIRÚRGICA

A técnica cirúrgica utilizada em ambos os grupos foi a tradicional, com acesso retroauricular e incisão de três centímetros, mastoidectomia simples, timpanotomia posterior, cocleostomia e inserção do feixe de eletrodos por cocleostomia tradicional realizada em posição anteroinferior ao nicho da janela redonda, ou pela própria janela redonda, dependendo da sua posição anatômica. Não houve realização do nicho para a unidade interna e o fechamento se deu por planos de camada muscular e pele com fio de sutura absorvível vicryl 3-0. Nenhuma

modificação na técnica cirúrgica foi feita pelo fato da anestesia ser local e sedação. Todas as cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião. Todos os indivíduos foram submetidos à cirurgia de IC com o implante *Freedom™ Implant (Contour Advance)* da marca *Cochlear Corporation*.

### 3.7 PROCEDIMENTOS DE TESTAGEM

Para a gravação e registro das impedâncias, NRT e REC, foi utilizado o *software Custom Sound EP 3.2 (Cochlear Corporation)*, que controla os parâmetros de estimulação e de registro instalado em microcomputador portátil acoplado à interface de programação portátil (PPS, do inglês *Portable Programming System*) e ao processador de fala modelo *Freedom Sound Processor*, ambos produzidos pela *Cochlear Corporation*.

Ao término da cirurgia, após a sutura da pele, com o paciente ainda anestesiado foram realizadas as telemetrias e a pesquisa da REC.

A telemetria de impedância foi realizada com o objetivo de avaliar a integridade e a funcionalidade dos eletrodos. Realizada com corrente apresentada a 250 pps com duração de 25  $\mu$ s por fase à intensidade média de 100 uc (equivalente a aproximadamente 0,2 mA). As impedâncias foram medidas nos 22 eletrodos nos modos monopolar MP1, monopolar MP2, monopolar MP1+2 e *Common Ground* (CG). Os valores foram considerados normais quando entre 1,5 k $\Omega$  e 20 k $\Omega$  nos modos MP1, MP2 e MP1+2 e entre 0,7 k $\Omega$  e 20 k $\Omega$  no modo CG. Somente foram utilizados os eletrodos que apresentaram a impedância dentro dos limites de normalidade, padronizados pelo *software*. A figura 9 mostra a tela do *software* para as medidas da telemetria de impedância.

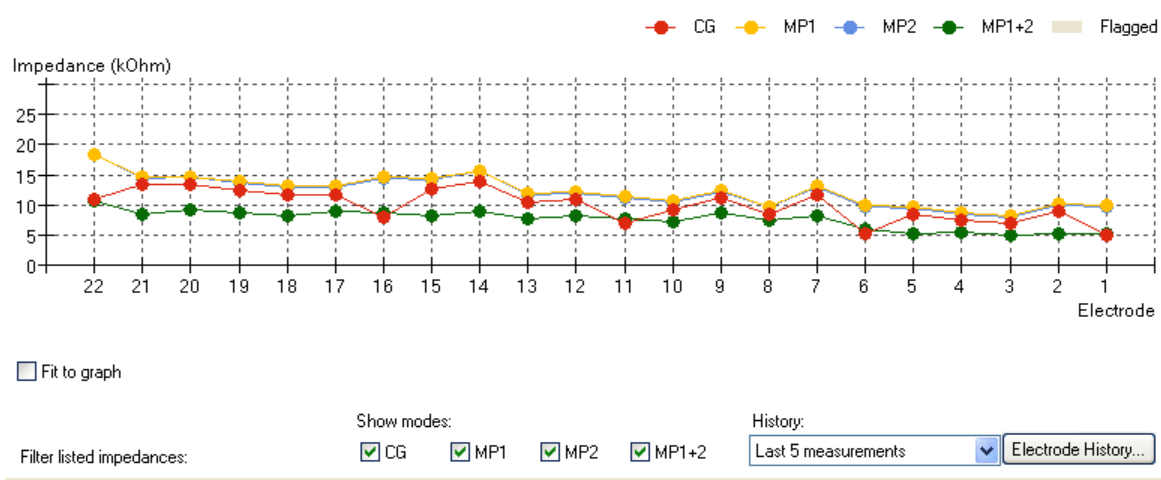


FIGURA 9 - TELA DO SOFTWARE PARA AS MEDIDAS DA TELEMETRIA DE IMPEDÂNCIA  
 FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2.

Em seguida, foi realizada a mensuração da NRT intraoperatória nos eletrodos 20, 11 e 3 correspondentes às regiões de frequência graves, médias e agudas, conforme a tonotopia coclear. Os eletrodos com impedâncias alteradas não foram utilizados para a gravação da NRT. No caso de não se encontrar o limiar da NRT (t-NRT) esses eletrodos foram substituídos por eletrodos adjacentes da região correspondente.

O nível de corrente em cada eletrodo começou em 170 CL, com intervalo de 6 CL entre um estímulo e outro, até o máximo de estimulação 255 CL ou até atingir o t-NRT.

A figura 10 mostra a tela do *software* para a busca do t-NRT já a figura 11 mostra a tela do *software* com os registros da NRT por eletrodo, para análise.

O t-NRT foi utilizado como base para a pesquisa da REC.

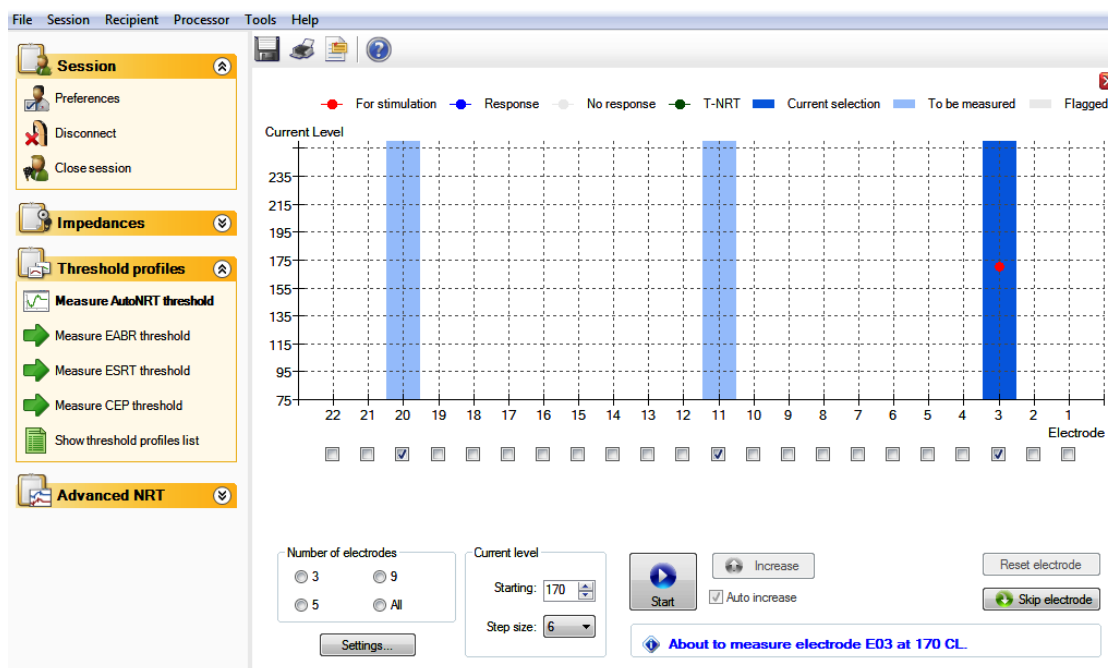


FIGURA 10 - TELA DO SOFTWARE PARA AS MEDIDAS DA NRT  
 FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2

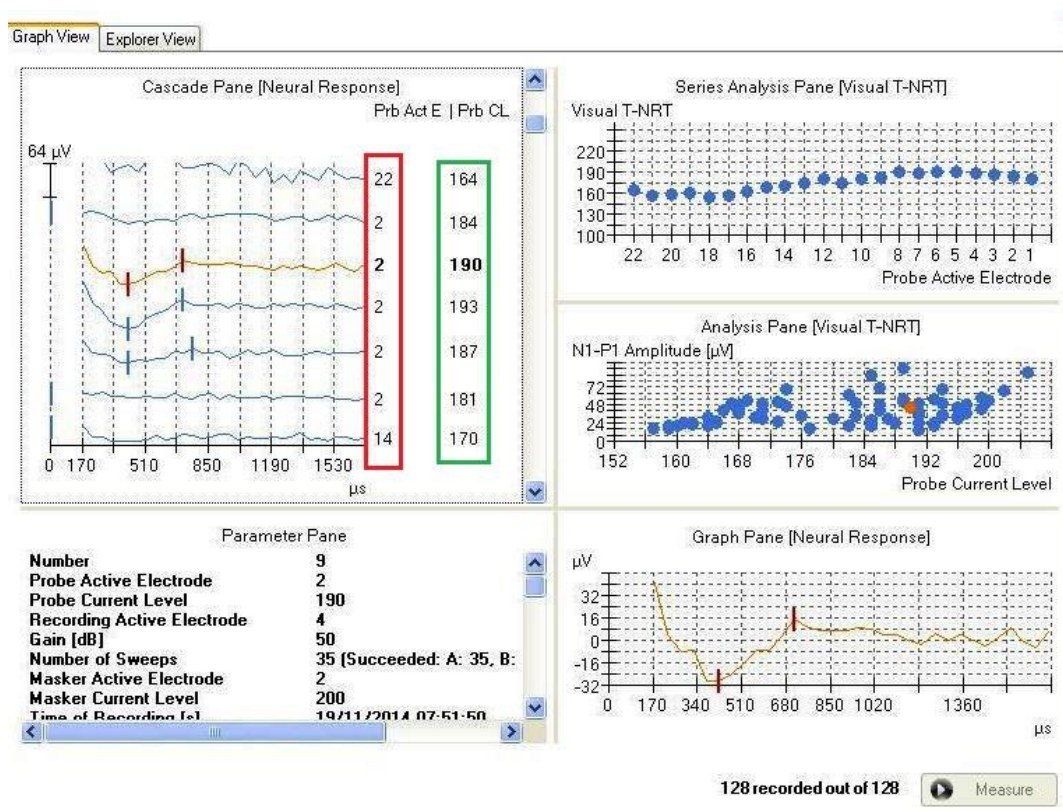


FIGURA 11 - TELA DO SOFTWARE PARA ANÁLISE DO REGISTRO DA NRT  
 FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2

LEGENDA: O quadro em vermelho indica o eletrodo ativo onde foi pesquisado a NRT e o quadro em verde mostra o nível de corrente usado.

Os parâmetros utilizados corresponderam ao *default settings* do *software*. A técnica de cancelamento de artefato foi utilizada automaticamente pelo *software* para a separação das respostas neurais dos artefatos elétricos. Os parâmetros podem ser visualizados na figura 12.

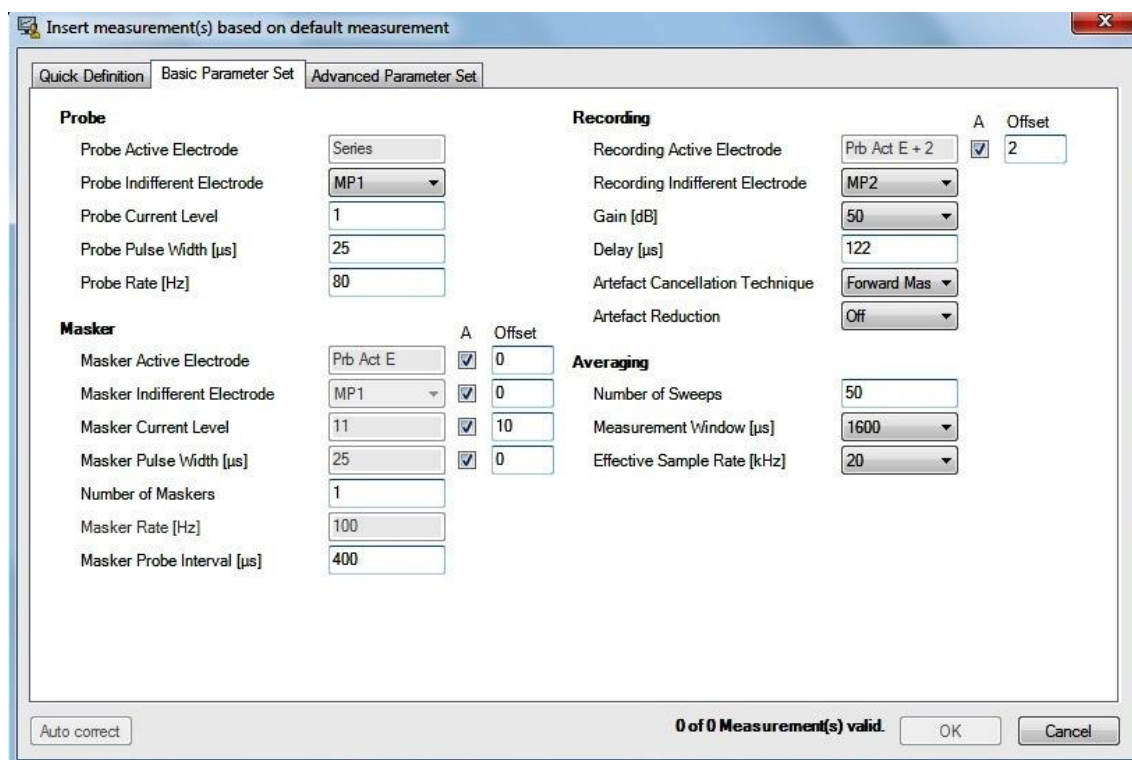


FIGURA 12 - TELA DO SOFTWARE PARA VISUALIZAÇÃO DOS PARÂMETROS UTILIZADOS NA NRT

FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2.

A REC foi a próxima medida realizada. Foi utilizado no *software*, o *Advanced NRT*, e foi criada uma nova série *Recovery*. Foram escolhidos os eletrodos 20, 11 e 3, exceto no caso de não ter sido encontrado o t-NRT num destes eletrodos que foi utilizado o eletrodo adjacente que apresentou o t-NRT, obedecendo a tonotopia coclear, conforme citado anteriormente.

Os eletrodos foram divididos de acordo com a sua posição dentro da cóclea em eletrodos apicais (22 a 16), mediais (15 a 8) e basais (7 a 1).

O nível de mascaramento (*masker level*) foi colocado dez unidades de corrente acima do nível utilizado para a estimulação (*probe level*). O intervalo interpulso (IPI) foi fixado em 500 µs e a velocidade de estimulação em 80 Hz, em séries de 25 µs por fase. Os demais parâmetros, como ganho do amplificador, *delay*

(intervalo de tempo entre o final do estímulo e a gravação da resposta) e distância entre MP1 e MP2, foram ajustados e modificados de acordo com o proposto por Abbas *et al.* (1999) e Lai (1999). O *delay* foi estipulado conforme o número de artefatos, a fim de permitir melhor visualização da onda N1.

O *software Custom Sound EP* automaticamente transforma a medida da REC em função exponencial:  $F(MPI) = A (1 - \exp[-\alpha(MPI - T_0)])$ , em que “A” é o nível de saturação ( $\mu V$ ), “T0” é a medida do período refratário absoluto ( $\mu s$ ) e “tau” é o parâmetro de curvatura da função modelo ( $\mu s$ ).

A figura 13 mostra a tela do *Software* na pesquisa da REC, para a escolha do eletrodo, do nível de corrente. Nesta tela foram escolhidos os eletrodos 20, 11 e 1, o nível de corrente utilizado, 15 a 20 CL acima do t-NRT e a opção da série *recovery*.

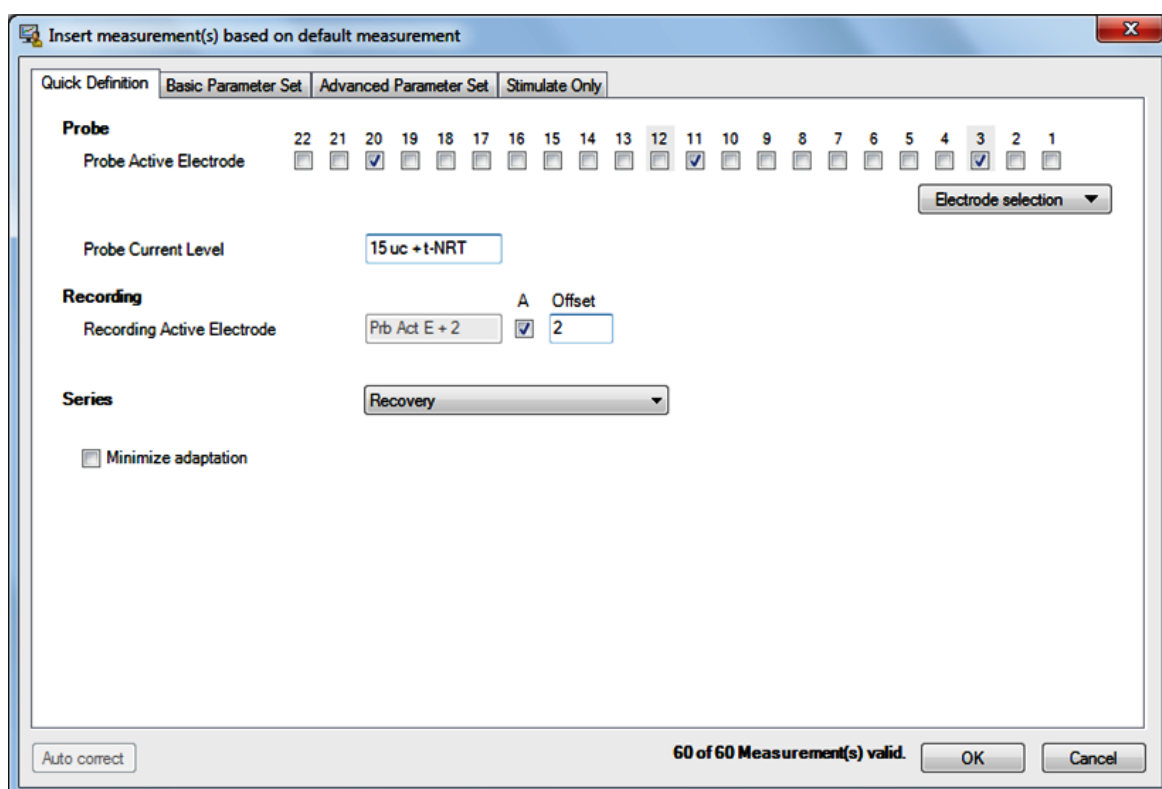


FIGURA 13 – TELA DO SOFTWARE PARA PESQUISA DA REC  
FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2

A figura 14 mostra a tela baseada no *default* do *software* com os parâmetros usados para a pesquisa da REC.

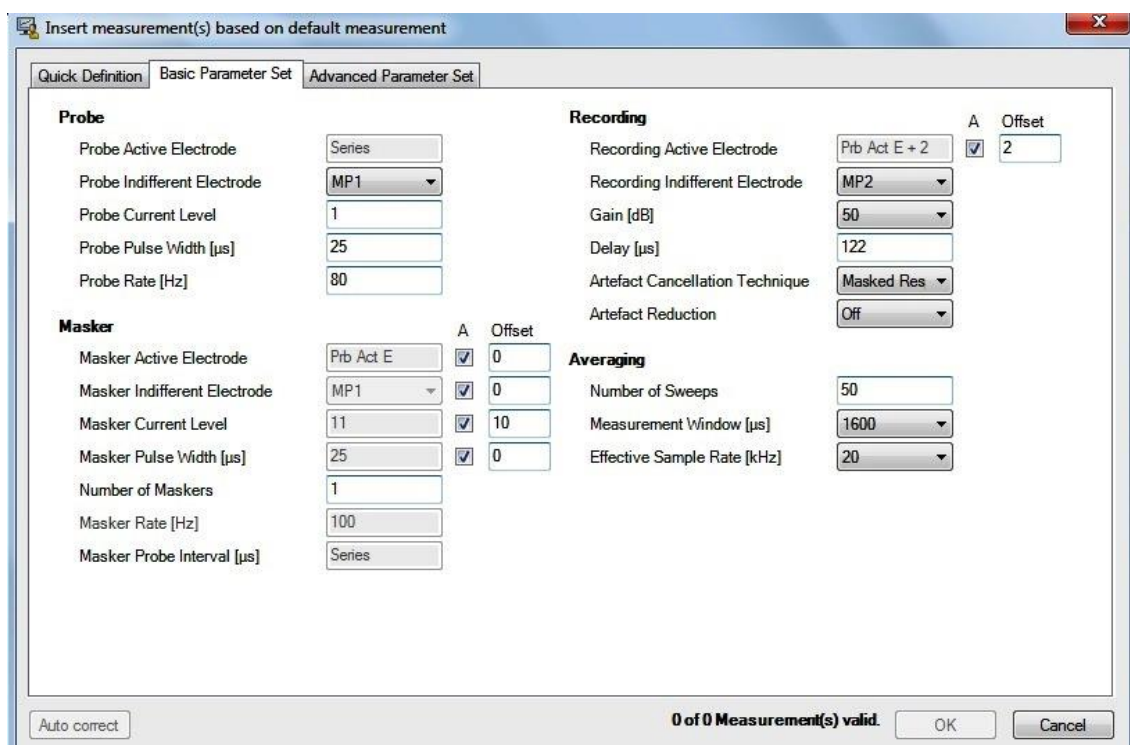


FIGURA 14 - TELA DO SOFTWARE COM OS PARÂMETROS USADOS NA PESQUISA DA REC  
FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2

O nível de corrente usado para as gravações da REC foi de 15 a 20 unidades de corrente acima do t-NRT para cada eletrodo estimulado (apical, medial e basal). No caso de não se encontrar as medidas de T0, A e tau aumentou-se a unidade de corrente até que as mesmas foram encontradas. Se mesmo assim não se obtinham as medidas, foram utilizados eletrodos adjacentes. Foi tomado o cuidado de se registrar a resposta neural e não causar a saturação do amplificador.

A REC utiliza 20 valores de intervalos entre o disparo do estímulo no eletrodo mascarador e o disparo do estímulo no eletrodo testado (entre 100 a 10000 µs), realizando a prova em um minuto e 38 segundos. O intervalo entre o mascarador e o estímulo alvo (IPI) é variável a partir de 100 µs (100, 200, 300, 350, 400, 496, 614, 761, 944, 1170, 1450, 1797, 2227, 2759, 3420, 4239, 5253, 6510, 8069, 10000). A técnica de cancelamento do artefato utilizada foi a extração da resposta mascarada (MILLER, 2000).

A tela do software para a análise do registro da REC pode ser vista na figura 15.



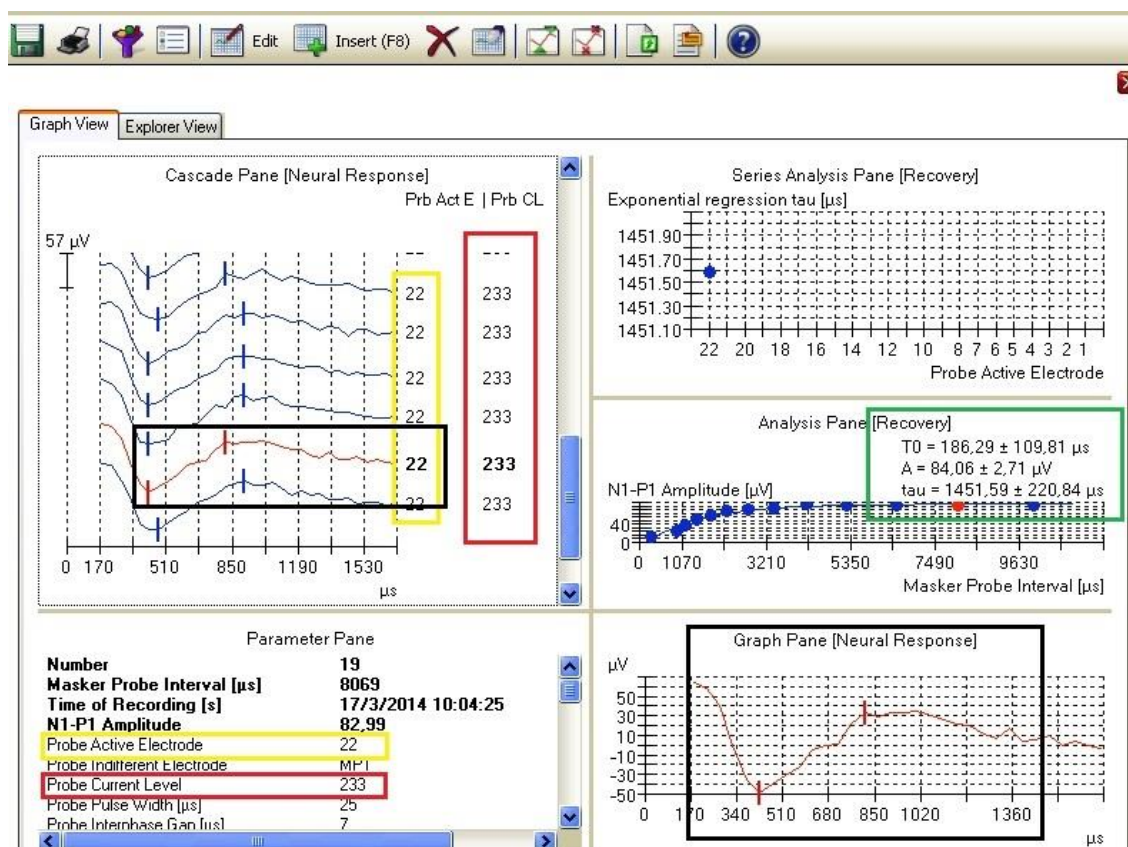


FIGURA 15 - TELA DE RESULTADOS DA PESQUISA DA REC

FONTE: *Software Custom Sound EP*, versão 3.2.

LEGENDA: O quadro em amarelo indica o eletrodo ativo onde foi realizada a pesquisa da REC; o quadro em vermelho mostra o nível de corrente usado; o quadro em verde mostra os valores de T0, A e "tau" calculados pelo software; e o quadro em preto mostra a resposta individual de uma das medições realizadas.

### 3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi realizada análise descritiva dos dados por meio das frequências, medidas de tendência central (média e mediana) e dispersão (desvio-padrão, mínimo e máximo) das medidas estudadas, t-NRT, REC ("T0", "A" e "tau") e nível de corrente para a pesquisa da REC, para a faixa de eletrodos apical, medial e basal, nos dois grupos. Para análise inferencial, foram utilizados os testes de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados. Quando o valor de "p" foi menor que 0,05 (ou seja, os dados não apresentavam normalidade), foi utilizado o teste de Wilcoxon-Mann-Whitney; já quando o "p" foi maior que 0,05 (ou seja, os dados apresentavam normalidade), foi utilizado o teste t de Student.

Para os testes de hipóteses, o nível de significância adotado foi  $\alpha < 0,05$ .



## 4 RESULTADOS

Foram avaliados 34 pacientes, sendo que no grupo “A” um paciente e no grupo “B” dois pacientes foram implantados bilateralmente em cirurgias sequenciais. Para esses, ambas as orelhas foram analisadas independentemente, como se tratasse de outro paciente, totalizando para a análise 37 orelhas, sendo 18 no grupo “A” (anestesia geral) e 19 no grupo “B” (anestesia local e sedação).

Para o grupo “A” a idade mínima foi 18 anos e a máxima 59 anos com média de 30,50 anos. Para o grupo “B” a idade mínima foi 18 anos e a máxima 55 anos sendo a média 35,05 anos.

Foram analisadas no grupo “A” 270 medições, sendo 54 do limiar da telemetria de resposta neural (*Neural Response Telemetry Threshold* – t-NRT), 54 medições de “T0”, 54 de “A”, 54 de “tau” e 54 do nível de corrente utilizado para a medição do tempo de recuperação. No grupo “B” analisaram-se 285 medições, sendo 57 de t-NRT, 57 medições de “T0”, 57 de “A”, 57 de “tau” e 57 do nível de corrente utilizado para a medição do tempo de recuperação, totalizando para a análise 555 medições.

A Tabela 1 mostra o limiar obtido na pesquisa do t-NRT, expresso em uc (CL) para os eletrodos selecionados correspondentes a região apical, medial e basal, para os cada indivíduo do grupo “A”.

TABELA 1 – VALORES DA t-NRT NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “A”

t-NRT (uc) - Anestesia Geral			
Nome	t-NRT el. Apical	t-NRT el. Medial	t-NRT el. Basal
1	186	200	211
2	208	222	202
3	189	201	193
4	208	206	192
5	180	204	166
6	168	172	140
7 a	162	212	187
7 b	168	207	189
9	187	195	183
10	175	175	210
11	210	216	196
12	165	190	208
13	213	204	223
14	198	201	190
15	205	210	177
16	180	197	163
17	84	198	163
18	123	179	208

FONTE: O autor (2015)

Legenda: t-NRT = limiar da Telemetria de Resposta Neural expresso em unidades de corrente (“uc”); el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

A Tabela 2 mostra o limiar obtido na pesquisa do t-NRT, expresso em uc (CL) para os eletrodos selecionados correspondentes a região apical, medial e basal, para os cada indivíduo do grupo “B”.

TABELA 2 - VALORES DA t-NRT NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “B”  
t-NRT (uc) - Anestesia Local e Sedação

Indivíduo	t-NRT el. Apical	t-NRT el. Medial	t-NRT el. Basal
1	168	192	154
2	228	240	225
3	190	193	142
4	217	195	136
5 a	152	189	160
5 b	153	174	151
7	200	208	184
8	171	189	163
9	162	177	148
10	222	204	226
11	215	220	174
12	180	200	217
13 a	147	171	187
13 b	171	187	208
15	171	186	199
16	210	210	180
17	198	206	196
18	168	175	181
19	162	156	214

FONTE: O autor (2015)

Legenda: t-NRT = limiar da Telemetria de Resposta Neural expresso em unidades de corrente (“uc”); el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

As Tabelas 3, 6, 9, 12 e 15 mostram a análise descritiva dos dados por meio das frequências, medidas de tendência central (média e mediana) e dispersão (desvio-padrão, mínimo e máximo) das medidas estudadas, t-NRT, “T0”, “A” e “tau” e do nível de corrente para a pesquisa da REC, para a faixa de eletrodos apical, medial e basal, nos dois grupos.

A Tabela 3 mostra que não houve diferença significativa entre os grupos “A” e “B” na análise do t-NRT ( $p > 0,05$ ). No grupo submetido a anestesia geral, a média do t-NRT foi de 178,27 uc na região apical, 199,38 uc na região medial e 188,94 uc na região basal. Já no grupo submetido a anestesia local e sedação, a média para a região apical foi de 183,42 uc, para a medial, de 193,26 uc e, para a basal, de 181,31 uc.

TABELA 3 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DA t-NRT NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL

t-NRT (uc)								
Região Coclear	Grupo	n	mín	máx	mediana	média	Dp	p
Apical	"A" – AG	18	84	213	183	178,27	32,49	0,96 *
	"B" – AL+ S	19	147	228	171	183,42	25,76	
Medial	"A" – AG	18	172	222	201	199,38	13,46	0,27 **
	"B" – AL+ S	19	156	240	192	193,26	19,30	
Basal	"A" – AG	18	140	223	191	188,94	21,02	0,36 **
	"B" – AL+ S	19	136	226	181	181,31	28,62	

FONTE: O autor (2015)

Legenda: t-NRT = limiar da Telemetria de Resposta Neural expresso em unidades de corrente (“uc”); Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear; AG = Anestesia Geral; AL+S = Anestesia Local + Sedação; n = número da amostra; mín e máx = valores mínimo e máximo; dp = desvio-padrão; p = nível de significância estatística; \* = teste estatístico utilizado: Wilcoxon-Mann-Whitney; \*\* = teste estatístico utilizado: t de Student.

A Tabela 4 mostra os valores obtidos na pesquisa do período refratário absoluto “T0” para os eletrodos apical, medial e basal, nos indivíduos do grupo “A”.

TABELA 4 - VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO ABSOLUTO “T0” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "A"

T0 (µs) - Anestesia Geral			
Indivíduo	"T0" el. Apical	"T0" el. Medial	"T0" el. Basal
1	207,94	425,72	254,83
2	224,01	667,90	420,53
3	278,67	513,87	13,91
4	495,40	367,97	442,66
5	368,16	757,92	541,09
6	771,01	621,27	503,88
7 a	165,78	413,13	539,35
7 b	301,59	620,5	484,93
9	376,52	513,02	96,46
10	452,30	454,92	377,17
11	261,10	548,21	481,61
12	274,26	738,51	686,22
13	186,29	411,86	266,12
14	249,14	489,90	353,04
15	269,16	333,38	646,03
16	131,21	356,63	73,59
17	1011,02	465,53	250,89
18	569,99	1052,85	915,99

FONTE: O autor (2015)

Legenda: T0 = Período Refratário Absoluto expresso em “µs”; el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

A Tabela 5 mostra os valores obtidos na pesquisa do período refratário absoluto “T0” para os eletrodos apical, medial e basal, nos indivíduos do grupo “B”.

TABELA 5 - VALORES DO PERÍODO REFRAATÁRIO ABSOLUTO “T0” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “B”

T0 (µs) - Anestesia Local e Sedação			
Indivíduo	"T0" el. Apical	"T0" el. Medial	"T0" el. Basal
1	674,62	645,87	319,05
2	354,20	585,75	770,51
3	530,62	326,28	315,17
4	312,81	953,56	578,11
5 a	473,06	991,60	31,97
5 b	810,05	1055,19	450,96
7	619,97	1375,13	810,42
8	325,53	717,70	128,46
9	464,93	540,96	451,14
10	440,70	632,34	558,37
11	273,22	32,29	440,39
12	184,43	498,12	725,62
13 a	969,37	1040,90	389,18
13 b	464,77	999,93	591,49
15	733,89	623,63	745,94
16	613,69	490,83	544,81
17	535,93	668,83	605,05
18	271,54	887,99	577,10
19	561,39	560,71	218,71

FONTE: O autor (2015)

Legenda: T0 = Período Refratário Absoluto expresso em “µs”; el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

As tabelas 4 e 5 mostram os valores do período refratário absoluto “T0”. Podemos observar que os valores do “T0” apical para o grupo “A” foram menores que os valores do “T0” apical para o grupo “B”, sendo possível observar essa diferença no valor da mediana, conforme realçado na Tabela 6, onde a mediana do grupo “A” foi 276,46 e do grupo “B” foi 473,06.

Ainda a Tabela 6 mostra que houve diferença significativa, com  $p < 0,05$ , entre os grupos “A” e “B” na medida do período refratário absoluto “T0” para a região

apical. As médias do período refratário absoluto, no grupo submetido à anestesia geral, foi de 366,30  $\mu$ s para a região apical, de 541,83  $\mu$ s para a região medial e de 408,23  $\mu$ s para a região basal. Nessa mesma análise, no grupo com anestesia local e sedação, obtiveram-se os valores de 506,03  $\mu$ s para apical, 717,21  $\mu$ s para medial e 486,97  $\mu$ s para a basal. Pudemos observar que o período refratário absoluto "T0", para a região apical, foi maior no grupo "B".

TABELA 6- COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DO PERÍODO REFRAATÓRIO ABSOLUTO "T0" NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS "A" E "B"

"T0" ( $\mu$ s)								
Região Coclear	Grupo	n	mín	máx	mediana	média	Dp	p
Apical	"A" – AG	18	131,21	1011,02	276,46	366,30	226,59	0,02 *
	"B" – AL+S	19	184,43	969,37	473,06	506,03	201,51	
Medial	"A" – AG	18	333,38	1052,85	501,46	541,83	179,46	0,06 **
	"B" – AL+S	19	32,29	1375,13	645,87	717,21	308,19	
Basal	"A" – AG	18	13,91	915,99	431,59	408,23	228,21	0,29 **
	"B" – AL+S	19	31,97	810,42	544,81	486,97	215,80	

FONTE: O autor (2015)

LEGENDA: T0 ( $\mu$ s): período refratário absoluto medido em microssegundos; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea obedecendo à tonotopia coclear; AG = Anestesia Geral; AL+S = Anestesia Local + Sedação; n = número da amostra; mín – máx = valores mínimo e máximo; dp = desvio-padrão; p = nível de significância estatística; \* = teste estatístico utilizado: Wilcoxon-Mann-Whitney; \*\* = teste estatístico utilizado: t de Student.

A Tabela 7 mostra os valores obtidos na pesquisa da amplitude de saturação “A” para os eletrodos apical, medial e basal em indivíduos do grupo “A”.

TABELA 7- VALORES DA AMPLITUDE DE SATURAÇÃO “A” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “A”

A ( $\mu$ V) - Anestesia Geral			
Indivíduo	"A" el. Apical	"A" el. Medial	"A" el. Basal
1	160,81	103,95	136,58
2	171,78	86,48	70,08
3	138,02	202,08	119,25
4	129,14	69,26	81,49
5	42,41	108,63	38,41
6	216,08	509,37	95,37
7 a	98,66	227,48	96,80
7 b	175,93	261,43	145,79
9	196,80	64,33	64,28
10	376,83	323,08	72,90
11	160,45	101,64	75,45
12	45,01	39,18	36,30
13	84,06	83,81	85,21
14	66,64	85,21	78,15
15	13,72	20,83	56,16
16	97,66	152,48	84,33
17	48,51	152,73	52,44
18	19,47	66,11	89,90

FONTE: O autor (2015)

Legenda: A = amplitude de saturação da Função de Recuperação expressa em “ $\mu$ V”; el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.



A Tabela 8 mostra os valores obtidos na pesquisa da amplitude de saturação “A” para os eletrodos apical, medial e basal em indivíduos do grupo “B”.

TABELA 8 - VALORES DA AMPLITUDE DE SATURAÇÃO “A” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO “B”

A ( $\mu$ A) - Anestesia Local e Sedação			
Indivíduo	"A" el. Apical	"A" el. Medial	"A" el. Basal
1	57,32	194,64	34,51
2	222,39	26,39	219,40
3	144,95	193,02	31,55
4	250,99	262,49	79,66
5 a	229,84	117,06	52,56
5 b	185,98	165,90	38,90
7	77,73	51,57	23,42
8	64,39	99,53	46,09
9	152,65	271,41	50,23
10	88,86	82,41	58,38
11	11,35	327,04	85,81
12	103,12	120,41	42,06
13 a	56,68	54,13	35,33
13 b	94,68	92,46	52,32
15	125,05	104,08	97,22
16	93,72	116,99	24,59
17	67,50	35,68	16,17
18	153,66	66,72	171,85
19	71,05	68,16	62,54

FONTE: O autor (2015)

Legenda: A = Amplitude de Saturação da Função de Recuperação expresso em “ $\mu$ V”; el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

Podemos observar nas tabelas 7 e 8, com os valores da amplitude de saturação “A” da REC, que os valores de “A” basal para o grupo “B” foram menores do que para o grupo “A”. Da mesma forma podemos observar essa diferença no valor da mediana, conforme realçado na Tabela 9.

A Tabela 9 mostra que houve diferença significativa na amplitude de saturação “A” da REC para a região basal, sendo  $p < 0,05$ , entre os grupos “A” e “B”. No grupo anestesiado com anestesia geral, a média da amplitude de saturação referente à região apical foi de 124,55  $\mu\text{V}$ , à região medial, de 147,67  $\mu\text{V}$  e, à basal, de 82,16  $\mu\text{V}$ . As médias para o grupo com anestesia local e sedação foram 118,52  $\mu\text{V}$  para a região apical, 128,95  $\mu\text{V}$  para a região medial e 64,34  $\mu\text{V}$  para a região basal.

TABELA 9 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DA AMPLITUDE DE SATURAÇÃO “A” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS “A” e “B”

"A" ( $\mu\text{V}$ )								
Região Coclear	Grupo	n	mín	máx	mediana	média	dp	P
Apical	"A" – AG	18	13,72	376,83	113,90	124,55	88,61	1 *
	"B" – AL+S	19	11,35	250,99	94,68	118,52	66,34	
Medial	"A" – AG	18	20,83	509,37	102,79	147,67	120,97	0,89 *
	"B" – AL+S	19	26,39	327,04	104,08	128,95	85,26	
Basal	"A" – AG	18	36,3	145,79	79,82	82,16	29,74	<b>0,02 *</b>
	"B" – AL+S	19	16,17	219,40	50,23	64,34	51,50	

FONTE: O autor (2015)

LEGENDA: A ( $\mu\text{V}$ ) = amplitude de saturação da REC medida em microvolts; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea obedecendo à tonotopia coclear; AG = Anestesia Geral; AL+S = Anestesia Local + Sedação; n = número da amostra; mín – máx = valores mínimo e máximo; dp = desvio-padrão; p = nível de significância estatística; \* = teste estatístico utilizado: Wilcoxon-Mann-Whitney.

A Tabela 10 mostra os valores obtidos na pesquisa do período refratário relativo “tau” para os eletrodos apical, medial e basal para os indivíduos do grupo “A”.

TABELA 10 - VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO RELATIVO “tau” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "A"

“tau” (μs) - Anestesia Geral			
Indivíduo	"tau" el. Apical	"tau" el. Medial	"tau" el. Basal
1	1249,27	612,84	1163,57
2	1069,18	1088,29	106,63
3	1571,00	1327,48	518,48
4	940,83	1608,33	158,95
5	1173,99	1597,61	1499,86
6	1856,67	1548,45	246,48
7 a	714,66	1513,14	285,16
7 b	964,62	1353,87	227,90
9	1235,51	1485,59	958,12
10	413,77	341,81	1868,69
11	1320,62	1395,14	1132,27
12	1827,43	1846,94	1167,29
13	1451,59	1059,95	1061,29
14	846,34	950,03	511,83
15	58,24	24,43	960,00
16	1561,26	1699,54	1479,00
17	998,05	496,50	1870,72
18	31,12	1025,30	1310,57

FONTE: O autor (2015)

Legenda: “tau” = Período Refratário Relativo expresso em “μV”; el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

A Tabela 11 mostra os valores obtidos na pesquisa do período refratário relativo “tau” para os eletrodos apical, medial e basal para os indivíduos do grupo “B”.

TABELA 11- VALORES DO PERÍODO REFRACTÁRIO RELATIVO “tau” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL NO GRUPO "B"

“tau” (µs) - Anestesia Local e Sedação			
Indivíduo	"tau" el. Apical	"tau" el. Medial	"tau" el. Basal
1	1096,60	1432,40	681,07
2	749,14	876,73	595,14
3	1967,28	1609,79	65,13
4	575,59	938,16	1252,09
5 a	1000,04	1829,58	1187,71
5 b	1824,75	1846,58	1073,92
7	976,24	1422,85	816,17
8	1134,62	1530,48	1281,41
9	1203,33	936,07	122,52
10	725,74	124,49	222,09
11	52,88	1575,56	595,21
12	867,85	1195,32	15,01
13 a	820,76	878,75	136,47
13 b	648,65	982,21	1073,52
15	1179,12	1188,93	511,28
16	163,82	1091,89	11,64
17	16,60	121,47	96,44
18	1737,56	1663,78	982,31
19	325,86	1083,13	1081,87

FONTE: O autor (2015)

Legenda: “tau” = Período Refratário Relativo expresso em “µs”; el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

A Tabela 12 mostra que não houve diferença significativa referente ao período refratário relativo “tau” entre os dois grupos “A” e “B” ( $p > 0,05$ ). As médias de “tau” para o grupo anestesia geral foram 1071,34  $\mu$ s para a região apical, 1165,29  $\mu$ s para a região medial e 918,15  $\mu$ s para a região basal. No grupo anestesia local e sedação, para a mesma análise encontramos 898,23  $\mu$ s para a região apical, 1175,16  $\mu$ s para a região medial e 621,10  $\mu$ s para a região basal.

TABELA 12 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DO PERÍODO REFRAATÁRIO RELATIVO “tau” NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS “A” e “B”

“tau” ( $\mu$ s)								
Região Coclear	Grupo	n	mín	máx	mediana	média	dp	p
Apical	"A" – AG	18	31,12	1856,67	1121,58	1071,34	526,16	0,34 **
	"B" – AL+S	19	16,60	1967,28	867,85	898,23	556,45	
Medial	"A" – AG	18	24,43	1846,94	1340,67	1165,29	510,67	0,96 *
	"B" – AL+S	19	121,47	1846,58	1188,93	1175,16	487,53	
Basal	"A" – AG	18	106,63	1870,72	1010,64	918,15	578,93	0,09 *
	"B" – AL+S	19	11,64	1281,41	595,21	621,10	467,17	

FONTE: O autor (2015)

LEGENDA: tau ( $\mu$ s) = período refratário relativo medido em microssegundos; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea obedecendo à tonotopia coclear; AG = Anestesia Geral; AL+S = Anestesia Local + Sedação; n = número da amostra; mín – máx = valores mínimo e máximo; dp = desvio-padrão; p = nível de significância estatística; \* = teste estatístico utilizado: Wilcoxon-Mann-Whitney; \*\* = teste estatístico utilizado: t de Student.

A tabela 13 mostra os valores dos níveis de corrente utilizado na pesquisa da REC para o grupo “A”. O nível de corrente foi de 15 a 20 unidades acima do valor do t-NRT. Porém, podemos observar que o nível de corrente foi maior que 20 uc para a pesquisa da REC na faixa de eletrodo apical para os indivíduos “10” e “18”; na faixa de eletrodo medial para os indivíduos “6”, “10” e “12”; e na faixa de eletrodo basal para os indivíduos “1”, “9” e “16”.

TABELA 13– VALORES DO NIVEL DE CORRENTE UTILIZADO NA PESQUISA DA REC PARA O GRUPO “A”

<u>nc (uc) - Anestesia Geral</u>			
<u>Indivíduo</u>	<u>el. Apical</u>	<u>el. Medial</u>	<u>el. Basal</u>
1	206	220	235
2	220	220	222
3	209	221	213
4	220	216	210
5	195	219	181
6	188	200	160
7 a	182	232	207
7 b	188	227	209
9	203	207	207
10	210	210	210
11	230	220	216
12	180	212	223
13	233	224	243
14	218	221	210
15	225	230	197
16	200	217	190
17	99	218	178
18	150	199	228

FONTE: O autor (2015)

Legenda: “nc” = nível de corrente, expresso em unidades de corrente (“uc”); el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

A tabela 14 mostra os valores dos níveis de corrente utilizados na pesquisa da REC do grupo “B”. O nível de corrente foi de 15 a 20 unidades acima do valor do t-NRT, sendo que na faixa de eletrodo apical para os indivíduos “4” e “5 a”, na faixa de eletrodo medial para o indivíduo “10” e na faixa de eletrodo basal para o indivíduo “13 b” o nível de corrente foi maior que 20 unidades.

TABELA 14 – VALORES DO NÍVEL DE CORRENTE UTILIZADO NA PESQUISA DA REC PARA O GRUPO “B”

nc (uc) - Anestesia Local e Sedação			
Indivíduo	el. Apical	el. Medial	el. Basal
1	188	212	174
2	240	220	240
3	210	213	162
4	240	230	156
5 a	180	200	180
5 b	173	194	171
7	215	215	200
8	191	209	183
9	182	197	168
10	240	235	240
11	230	240	194
12	200	220	237
13 a	167	191	207
13 b	191	207	240
15	191	206	219
16	230	230	200
17	208	216	206
18	188	190	211
19	182	176	234

FONTE: O autor (2015)

Legenda: “nc” = nível de corrente, expresso em unidades de corrente (“uc”); el. = eletrodo; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea, obedecendo à tonotopia coclear.

A Tabela 15 mostra que não houve diferença significativa entre os grupos “A” e “B” na análise do nível de corrente utilizado para a pesquisa da REC ( $p > 0,05$ ), sendo que no grupo A as médias foram 197,56 para apical, 217,39 para medial e 207,72 para basal. As médias do grupo B foram 202,42, 210,58 e 201,16, respectivamente, para as regiões apical, medial e basal.

TABELA 15 - COMPARAÇÃO DA ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS DO NÍVEL DE CORRENTE UTILIZADO NOS ELETRODOS APICAL, MEDIAL E BASAL ENTRE OS GRUPOS “A” e “B”

Nível de Corrente (nc)									t de Student
Região Coclear	Grupo	n	mín	máx	mediana	média	dp	P	
Apical	"A" – AG	18	99	233	204,50	197,56	32,17	0,61	
	"B" – AL + S	19	167	240	191,00	202,42	23,89		
Medial	"A" – AG	18	199	232	219,50	217,39	9,05	0,13	
	"B" – AL + S	19	176	240	212,00	210,58	16,77		
Basal	"A" – AG	18	160	243	210,00	207,72	20,66	0,42	
	"B" – AL + S	19	156	240	200,00	201,16	28,39		

FONTE: O autor (2015)

LEGENDA: nc = nível de corrente; Apical, Medial e Basal corresponde à faixa de frequência na cóclea obedecendo à tonotopia coclear; AG = Anestesia Geral; AL+S = Anestesia Local + Sedação; n = número da amostra; mín – máx = valores mínimo e máximo; dp = desvio-padrão; p = nível de significância estatística; t de Student = teste estatístico utilizado.



## 5 DISCUSSÃO

Com a intenção de melhorar a percepção dos sons da fala, o uso do Implante Coclear (IC) e a programação do processador de fala, mais testes estão sendo realizados ainda no centro cirúrgico, durante o intraoperatório. A mensuração da função de recuperação do nervo auditivo (REC) em diferentes eletrodos intracocleares pode refletir o tamanho da população neural subjacente. Maiores populações neurais estão associadas a recuperação mais lenta logo, quanto maior a população, mais lento o período refratário (BOTROS; PSARROS, 2010b).

Hamerschmidt *et al.* (2013) mostraram, em seu estudo, a possibilidade da cirurgia de IC ser realizada com anestesia local e sedação. Após a cirurgia, vários testes são realizados ainda no centro cirúrgico com o paciente sedado, mais comumente a telemetria de impedâncias e telemetria de resposta neural (*Neural Response Telemetry* – NRT). Sabemos que a NRT muitas vezes precisa de elevado nível de corrente para registrar resposta, podendo ultrapassar o nível de tolerância do paciente. Antes de realizarmos as telemetrias, o *software* avisa que o nível de corrente está elevado e que pode causar desconforto.

Mostramos em nosso estudo que o uso da anestesia local e sedação permite que mensurações como NRT e REC sejam realizadas sem desconforto ao paciente. Shallop, Facer e Peterson (1999) afirmaram que a condição intraoperatória é ideal para a realização da NRT, porque a sedação da anestesia permite o uso de unidades de correntes mais elevadas, aumentando a chance da captação da resposta sem desconforto ao paciente.

Crawford *et al.* (2009) mostraram que o reflexo estapediano foi pouco afetado pelo propofol e que os anestésicos voláteis causaram supressão acentuada do reflexo estapediano, embora o potencial de ação composto eletricamente evocado (*Electrically Evoked Compound Action Potential* – ECAP) não tenha sido afetado pela concentração de anestésico volátil ou propofol. Pudemos observar que o tipo de anestesia seja geral ou local e sedação não altera significativamente o limiar da NRT (*Neural Response Telemetry Threshold* – t-NRT) e o nível de corrente utilizado para a pesquisa da REC.

É rotina na maioria dos serviços de IC a realização das telemetrias de impedância e de resposta neural em todas as visitas para mapeamento. A REC

muitas vezes não é realizada, justamente por conta da necessidade de aplicação de níveis de corrente mais elevados. Van Wermeskerken, Van Olphen e Van Zanten (2006) compararam os limiares do ECAP (t-NRT) no intra e pós-operatório e observaram que os valores não foram significativamente diferentes para as duas configurações, salientando que a configuração intraoperatória é preferível para a aquisição do t-NRT. Realizamos os testes no intraoperatório sob efeito da anestesia local e sedação e não houve limitação quanto ao nível de corrente utilizado, já que a anestesia garantiu que os níveis de corrente fossem suportáveis e não desconfortáveis. Conseguimos alcançar níveis de corrente com excelentes amplitudes de resposta, não havendo diferença na realização devido ao efeito do tipo de anestesia usado entre os dois grupos. Os pacientes que realizaram a cirurgia sob anestesia local e sedação relataram, no pós-operatório, terem escutado apitos muito altos, mas não desconfortáveis.

Hamerschmidt *et al.* (2012) mostraram que não há diferença significativa no t-NRT em pacientes usuários do IC multicanal, submetidos à cirurgia via cocleostomia ou via janela redonda. Em nosso estudo, não encontramos diferença significativa no t-NRT entre os grupos sedados com anestesia geral ou com anestesia local e sedação, lembrando que todos os pacientes receberam o eletrodo *Contour* (perimodiolar) e a inserção dos feixes de eletrodos se deu por cocleostomia ou janela redonda, dependendo da posição anatômica.

Já o estudo de Botros e Psarros (2010) mostrou clara diferença entre as RECs obtidas com o implante *Contour* ou com o implante *Straight*. Os autores explicaram que os conjuntos de eletrodos exibem diferentes RECs por sua respectiva propagação de excitação, sendo que os estímulos com o eletrodo *Contour* estão mais próximos dos elementos neurais do que com o implante *Straight*, que gera campos de excitação mais amplos.

Polak *et al.* (2004) estudaram a inclinação da função de crescimento e a amplitude do ECAP, e encontraram uma relação estatisticamente significativa com o lugar da cóclea. Ambas as características específicas de medição do ECAP para os eletrodos mais apicais foram aproximadamente o dobro daquelas para o eletrodo mais basal. Os autores supuseram que isso pode ser parcialmente explicado pela anatomia coclear e é consistente com estudos anteriores de humanos e outros mamíferos, que mostram o aumento da densidade e sobrevivência das células do gânglio espiral nas regiões correspondentes à colocação dos eletrodos

intracocleares do basal para eletrodos apicais. Em nosso estudo, não encontramos diferença estatística quanto à posição apical, medial ou basal do eletrodo na cóclea, exceto na medida do T0 apical e do A basal.

Na amplitude de saturação “A”, da região basal, também pudemos observar diferença estatisticamente significativa entre as médias dos grupos “A” e “B”, sendo 82,16  $\mu$ V e 64,34  $\mu$ V, respectivamente. Carvalho, Hamerschmidt e Wiemes (2015) encontraram, na observação da REC medida no intraoperatório, diferenças no parâmetro nível de saturação “A” no eletrodo basal entre adultos e crianças. Outros estudos mostraram que períodos de recuperação mais lentos e amplitudes menores foram encontrados nos eletrodos basais (GANTZ; BROWN; ABBAS, 1994). Essas alterações foram atribuídas ao fato de os eletrodos nessas porções estimularem uma menor população de neurônios, devido a maior distância das células ou a menor quantidade de células sobreviventes nessa porção, por conta da própria surdez sensorineural (GANTZ; BROWN; ABBAS, 1994; GORDON *et al.*, 2002).

Gordon *et al.* (2002) encontraram amplitudes maiores nas crianças e menor latência do ECAP em comparação com adultos pós-linguais. Essas diferenças foram atribuídas a tempo de privação auditiva ou número de neurônios estimulados. Não avaliamos essas variáveis em nosso estudo, mas julgamos importante que a relação REC em pacientes pré e pós-linguais sejam objetos de novos estudos.

Morsnowski *et al.* (2006) observaram que quanto mais tempo o nervo auditivo precisa para sair do período refratário, mais fraca é a percepção de intensidade (*loudness*). Em seu estudo, as medianas de “T0” aumentaram significativamente com o aumento do intervalo entre o estímulo mascarador e o estímulo prova (*Masker Probe Interval – MPI*) de referência entre 325 e 550  $\mu$ s. Os autores postularam que o limiar de “T0” é uma estimativa do período refratário absoluto e que está em torno de 300 a 500  $\mu$ s. Nossos resultados mostraram que “T0”, correspondente à região apical no grupo “A” e “B”, embora mostre valores significativamente diferentes entre os dois grupos ( $p < 0,05$ ), apresentou uma média entre 366,3  $\mu$ s e 506,03  $\mu$ s, mantendo-se dentro do limiar postulado por Mornowski *et al.* (2006).

Sabemos que muitas vezes o t-NRT é usado na programação do processador de fala, auxiliando na determinação dos níveis T e C. Se o t-NRT pode ser influenciado pela refratariedade do nervo, a REC tem que ser investigada.

Battmer *et al.* (2004) encontraram diminuição do “T0” e do “tau” com o aumento da corrente, sendo que em 195 unidades de corrente foram encontrados valores de 428  $\mu$ s e 1700  $\mu$ s, respectivamente, para “T0” e “tau”. Valores semelhantes foram encontrados em nosso estudo, com medidas médias do “T0” para as regiões apical, medial e basal na REC de, respectivamente, 366,30  $\mu$ s, 541,83  $\mu$ s e 408,23  $\mu$ s para o grupo “A”, e de 506,03  $\mu$ s, 717,21  $\mu$ s e 486,97  $\mu$ s para o grupo “B”; e médias de “tau” para as mesmas regiões de, respectivamente, 1071,34  $\mu$ s, 1165,29  $\mu$ s e 918,15  $\mu$ s para o grupo “A”, e de 898,23  $\mu$ s, 1175,16  $\mu$ s e 621,10  $\mu$ s para o grupo “B”. As médias de nível de corrente no grupo “A” foram 197,56 uc, 217,39 uc, 207,72 uc, novamente para as regiões apical, medial e basal, e, no grupo “B”, 202,42 uc, 210,58 uc e 201,16 uc, respectivamente.

Usamos níveis de corrente com 15 ou 20 unidades de corrente acima do limiar da t-NRT, tomando o cuidado para não saturar e com isso não obtermos resposta. Porém, para alguns indivíduos, tivemos que aumentar progressivamente o nível de corrente, para conseguirmos obter os valores de “T0”, “A” e “tau” na REC.

O nível de corrente foi analisado, pois poderia ser variável, uma vez que os valores da t-NRT variaram nos grupos. Observamos que não houve diferença significativa entre os grupos, sendo a média do nível de corrente mais baixa para a faixa apical do grupo “A”, com 197,55 nc, e mais alta em relação à faixa medial do grupo “A”, com 217,38 nc.

Em nosso estudo, observamos diferença estatisticamente significativa na medida objetiva do “T0” (período refratário absoluto) correspondente à faixa de eletrodos apicais (grupo “A” com média de 366,3  $\mu$ s e grupo “B” com média de 506,03  $\mu$ s), mostrando que o nervo levou mais tempo para sair da refratariedade. Diferença estatisticamente significativa também na medida de “A” (amplitude de saturação), mostrando menor amplitude de saturação, na faixa correspondente aos eletrodos basais (grupo “A” com média de 82,16  $\mu$ V e grupo “B” com média de 64,34  $\mu$ V). Acreditamos que essas diferenças, em nosso estudo, possam ter ocorrido devido aos valores do “T0” apical para o grupo “A” terem sido menores que os valores do “T0” apical para o grupo “B”; o mesmo se deu com relação aos valores de “A” basal para o grupo “B”, que foram menores do que para o grupo “A”.

O estudo de Shpak *et al.* (2004) mostrou que a medida da REC é um parâmetro objetivo que pode ajudar na escolha da velocidade de estimulação usada na programação do processador de fala. A média do tempo de recuperação para

indivíduos que preferiram a velocidade de estimulação mais lenta foi significativamente maior do que para indivíduos que preferiram a velocidade de estimulação mais rápida, existindo então relação significativa entre a preferência subjetiva para a taxa de estimulação e a medida objetiva do tempo de recuperação do nervo auditivo. Essa medida pode auxiliar na escolha da taxa de estimulação a ser usada posteriormente na programação realizada ainda no intraoperatório, principalmente no caso de crianças. Muitas vezes, devido aos níveis de corrente mais elevados, não é possível realizar a medida no pós-operatório imediato; eis a vantagem de poder realizá-la durante o intraoperatório, especialmente para os pacientes mais novos. Sugerimos que, assim como em nosso estudo, a REC seja realizada em vários eletrodos, obedecendo à tonotopia coclear, e não apenas em um eletrodo. Existem vários estudos mostrando a relação da resposta neural com o limiar psicoacústico, as taxas de velocidade e outras medidas objetivas. Julgamos que a NRT e a REC possam ajudar na otimização dos parâmetros de estimulação dos processadores de fala em indivíduos com IC, melhorando o reconhecimento de fala e a qualidade do som.

A REC depende da medida do ECAP. Várias empresas fabricantes de IC realizam a mensuração do ECAP, com diferentes nomes para essa resposta neural. A empresa de dispositivos *Advanced Bionics* (Valência, Califórnia, Estados Unidos) emprega estratégia diferente para medir potenciais de ação elétricos, chamada imagem de resposta neural (*Neural Response Imaging – NRI*), que utiliza o método da polaridade alternada para reduzir o artefato e gravar a estimulação. Os dispositivos *Med-El* (Innsbruck, Áustria) usa estratégia semelhante à NRI, chamada telemetria de resposta do nervo auditivo (*Auditory Nerve Response Telemetry – ART*). Com base em nosso estudo, acreditamos que a REC é um indicador importante do sucesso com o IC, portanto mais estudos a seu respeito são imprescindíveis, devendo ser estudada também com as outras marcas de dispositivos, para que possamos avaliar melhor a aplicabilidade desta medida em nossa prática clínica.

Com o avanço da tecnologia, esses estudos multimarcas e multidispositivos tornam-se cada vez mais viáveis (HUGHES *et al.*, 2012).

Esperamos que a medida da REC passe a ser rotina entre os testes objetivos que são frequentemente realizados, por ser um teste que muitas vezes exige um nível de corrente mais elevado para se conseguir um bom registro.

Mostramos, em nosso estudo, que essa medida é possível sob qualquer tipo de anestesia, facilitando a sua realização quando no intraoperatório. As medidas tanto da NRT quanto da REC em combinação podem ser usadas já na ativação do IC, buscando parâmetros adequados para o melhor aproveitamento do indivíduo com o IC.

Se a cóclea com diferentes sobrevivências neurais deve exibir diferentes funções de recuperação, e se a recuperação mais lenta do nervo é associada a uma maior capacidade de resposta temporal, o fato de termos encontrado diferenças estatisticamente significantes no “T0” apical e no “A” basal não estaria relacionado ao tipo de anestesia. Acreditamos que as diferenças encontradas possam ser provenientes do número de pacientes nos grupos, bem como de outras variáveis como etiologia, tempo de privação auditiva, tipo de eletrodos ou outros fatores limitantes. Sugerimos que os próximos estudos abordem essas variáveis com número maior de pacientes e que este tema seja objeto de estudo de outras marcas de IC.

## 6 CONCLUSÃO

As medidas objetivas “T0”, “A” e “tau na Função de Recuperação do nervo auditivo, neste estudo, não diferem em função do tipo de anestesia seja, geral ou local e sedação, exceto para “T0” apical e “A” basal.

Sugerimos que novos estudos comparem as medidas da REC ao desempenho de percepção de fala ou a preferências do paciente na escolha de parâmetros a serem utilizados na programação.

## REFERÊNCIAS

ABBAS, P. J. Eletrophysiology In: TYLER, R. S. **Cochlear implants – audiological foundations**. London: Singular Publishing Group, Inc. 3ª ed. April, 1998. p. 317-356.

ABBAS, P. J.; BROWN, C. J.; SHALLOP, J. K.; FIRSZT, J. B.; HUGHES, M. L.; HONG, S. H.; STALLER, S. J. Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. **Ear Hear**, v. 20, n. 1, p. 45-49, 1999.

ABBAS, P. J.; BROWN, C. J.; HUGHES, M. L.; GANTZ, B. J.; WOLAVER, A. A. GERVAIS, J. P.; HONG, S. H. Electrically evoked compound action potentials recorded from subjects who use the nucleus CI24M device. **Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl**, v. 185, p. 6-9, 2000.

BATTMER, R. D.; DILLIER, N.; LAI, W. K.; WEBER, B. P.; BROWN, C.; GANTZ, B. J.; ROLAND, J. T.; COHEN, N. J.; SHAPIRO, W.; PESCH, J.; KILLIAN, M. J.; LENARZ, T. Evaluation of the neural response telemetry (NRT) capabilities of the nucleus research platform 8: initial results from the NRT trial. **Int J Audiol**, v. 43, Suppl 1:S10-15, 2004.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. Neuroscience: exploring the brain 2. **Williams & Wilkins**, Baltimore, p. 855, 1996.

BEVILACQUA, M. C.; COSTA, O. A.; MORETT, A. L. M. Implante coclear em crianças. In: CAMPOS, C. A. H. **Tratado de otorrinolaringologia**. São Paulo: Roca, 2003. p. 268-277.

BLAMEY, P. J.; SARANT, J. Z.; PAATSCH, L. E.; BARRY, J. G.; BOW, C. P.; WALES, R. J.; WRIGHT, M.; PSARROS, C.; RATTIGAN, K.; TOOHER, R. Relationships among speech perception, production, language, hearing loss, and age in children with impaired hearing. **J Speech Lang Hear Res**, v. 44, n. 2, p. 264-285, 2001.

BOTROS, A.; DIJK, B. V.; KILLIAN, M. AutoNRT™: An automated system that measures ECAP thresholds with the Nucleus® Freedom™ cochlear implant via machine intelligence. **Artificial Intelligence in Medicine**, v. 40, p. 15-28, 2007.

BOTROS, A.; PSARROS, C. Neural response telemetry reconsidered: I. The relevance of ECAP threshold profiles and scaled profiles to cochlear implant fitting. **Ear Hear**, v. 31, n. 3, 367–379, 2010a.



BOTROS, A.; PSARROS, C. Neural response telemetry reconsidered: II. The influence of neural population on the ECAP recovery function and refractoriness. **Ear Hear**, v. 31, n. 3, p. 380-391, 2010b.

BRADEMANN, G.; HEY, M.; MÜLLER-DEILE, J.; JECKSTRÖM, W. The depth of anesthesia influence the electrically evoked stapedius reflex threshold in CI surgery. In: ESPCI - 11th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation, May 23-26, 2013, Istanbul/Turkey. p. 116-117.

BROWN, C. J.; ABBAS, P. J.; Electrically evoked whole-nerve action potentials: parametric data from the cat. **J Acoust Soc Am**, v. 88, n. 5, p. 2205-2210, 1990.

BROWN, C. J. Using electrically evoked auditory potentials in the clinical management of cochlear implant candidates and recipients. **Sem. Hear**, v. 3, n. 4, p. 389-401, Nov. 1996.

BRICKLEY, G. J.; CONWAY, M. J.; CRADDOCK, L. C. Initial results of neural response telemetry recording of electrical compound action potentials from the United Kingdom. **Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl**, v. 185, p. 9-12, 2000.

CAFARELLI, D. D.; DILLER, N.; LAI, W. K.; VON WALLENBERG, E.; VAN DIJK, B.; AKDAS, F.; AKSIT, M.; BATMAN, C.; BEYNON, A.; BURDO, S.; CHANAL, J. M.; COLLET, L.; CONWAY, M.; COUDERT, C.; CRADDOCK, L.; CULLINGTON, H.; DEGGOUJ, N.; FRAYSSE, B.; GRABEL, S.; KIEFER, J.; KISS, J. G.; LENARZ, T.; MAIR, A.; MAUNE, S.; MÜLLER-DEILE, J.; PIRON, J. P.; RAZZA, S.; TASCHE, C.; THAI-VAN, H.; TOTH, F.; TRUY, E.; UZIEL, A.; SMOORENBURG, G. F. Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the Nucleus CI24M cochlear implant system. **Audiol Neurotol**, v. 10, n. 2, p. 105-116, 2005.

CARVALHO, B.; HAMERSCHMIDT, R.; WIEMES, G. R. M. Intraoperative Neural Response Telemetry and Neural Recovery Function: a Comparative Study between Adults and Children. **International Archives of Otorhinolaryngology**, v.19, n.1, p. 10-15, 2015.

CHAKRABARTY, A.; TARNEJA, V. K.; SINGH, V. K. Cochlear implant: anesthesia challenges. **MJAFI Journal**, v. 60, p. 351-356, 1994.

CHARASSE, B.; THAI-VAN, H.; BERGER-VACHON, C.; COLLET, L. Assessing auditory nerve recovery function with a modified subtraction method: results and mathematical modeling. **Clin Neurophysiol**, v. 114, n. 7, p. 1307-1315, 2003.

Cochlear Corporation. Technical reference manual: Nucleus CI24RE (CA) Surgeon's Guide - **Cochlear Corporation**, p.5-31, 2014.

COHEN L. T. Practical model description of peripheral neural excitation in cochlear implant recipients: 5. refractory recovery and facilitation. **Hear Res**, v. 248, p. 1-14, 2009.

CRAWFORD, M. W.; WHITE, M. C.; PROPST, E. J.; ZAAROUR, C.; CUSHING, S.; PEHORA, C.; JAMES, A. L.; GORDON, K. A.; PAPSIN, B. C. Electrically Elicited Stapedius Reflex by General Anesthetics in Children Undergoing Cochlear Implant Surgery. **Anesth Analg**, 2009, v. 108, n. 5, p. 1480-1487.

DILLIER, N.; LAI, W. K.; ALMQVIST, B.; FROHNE, C.; MULLER-DEILE, J.; STECKER, M.; WALLENBERG, E. V. Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system. **Ann Otol Rhinol Laryngol**, v. 111, n. 5, p. 407-414, 2002.

DURRANT, J. D.; FERRARO, J. A. Potenciais auditivos evocados de curta latência: eletrococleografia e audiometria de tronco encefálico. In: Perspectivas atuais em avaliação audiológica. MUSIEK, F. E.; RINTELMANN, W. F. Manole, São Paulo, 2000. p. 193-238. (p.522).

FALLON, J. B.; IRVINE, D. R. F.; SHEPFERD, R. K. Cochlear implants and brain plasticity. **National Institutes of Health**, Australia, v. 238, n.1-2, p. 110-117, 2008.

FERRARI, D. V.; SAMESHIMA, K.; COSTA FILHO, O. A.; BEVILACQUA, M. C. A telemetria de respostas neurais no sistema de implante coclear multicanal nucleus 24:revisão da literatura. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v.70, n.1, p. 112-118, 2004.

GANTZ, B. J.; BROWN, C. J.; ABBAS, P. J. Intraoperative measures of electrically evoked auditory nerve compound action potential. **The American Journal of Otology**, v. 15, n. 2, p.137-144, 1994.

GOFFI-GOMEZ, M. V. S.; MAGALHÃES, A. T.; ABDALA, C.; PERALTA, C.; TSUJI, R. K.; BRITO, R.; BENTO, R. F. Intraoperatively and postoperatively recovery functions in the Nucleus Freedom Cochlear Implant. In: 11th Conference on Cochlear Implants and other implantable auditory technologies, June 30 - July 3, 2010a. p. 280.

GOFFI-GOMEZ, M. V. S.; ABDALA, C. F.; PERALTA, C. G.; TSUJI, R. K.; BRITO NETO, R. V. de; BENTO, R. F. Neural response telemetry in patients with the double-array cochlear implant. **Ear Acta Otorhinolaryngol**, v. 267, n. 4, p. 515-522, 2010b.

GORDON, K. A.; EBINGER, K. A.; GILDEN, J. E.; SHAPIRO, W. H. Neural response telemetry in 12 to 24 month old children. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, v. 189, p. 42-48, 2002.

GORDON KA, PAPSIN BC, HARRISON RV. An evoked potential study of the developmental time course of the auditory nerve and brainstem in children using cochlear implants. ***Audiol Neurotol***, v. 11, n. 1, p. 7-23, 2006.

GUEDES, M. C.; BRITO NETO, R. V. de; SANCHEZ, T. G.; GOFFI-GOMEZ, M. V. S.; SANT'ANNA, S. B. G.; PERALTA, C. O.; CASTILHO, A. M.; BENTO, R. F. Medidas de telemetria de resposta neural em usuários de implante coclear multicanal. ***Arqui Otorrinolaringol***, v. 7, p.197-204, 2003.

GUEDES M. C.; WEBER R.; GOFFI-GOMEZ, M. V. S.; BRITO NETO, R. V. de; PERALTA, C. G. O.; BENTO, R. F. Telemetria de resposta neural intraoperatória em usuários de implante coclear. ***Rev Bras Otorrinolaringol***, v. 71, n. 5, p. 660-667, 2005.

GUEDES, M. C.; WEBER, R.; GOFFI-GOMEZ, M. V. S.; BRITO, NETO, R. V.; PERALTA, C. G. O.; BENTO, R. F. Efeitos do potencial de ação neural sobre a percepção de fala em usuários de implante coclear. ***Rev Bras Otorrinolaringol***, v. 73, n. 4, p. 660-667, 2007.

HALL III, J. W. **Handbook of auditory evoked responses**. Boston, MA, Allyn and Bacon, 1992.

HAMERSCHMIDT, R.; SCHUCH, L. H.; REZENDE, R. K.; WIEMES, G. R. M.; OLIVEIRA, A. K. P.; MOCELLIN, M. A comparison between neural response telemetry via cochleostomy or the round window approach in cochlear implantation. ***Brazilian Journal of Otorhinolaryngology***, v. 78, n. 4, p.71-75, 2012.

HAMERSCHMIDT, R.; MOREIRA, A. T. R.; WIEMES, G. R. M.; TENÓRIO, S. B.; TÂMBARA, E. M.; Cochlear implant surgery with local anesthesia and sedation: comparison with general anesthesia. ***Otology & Neurotology***. v. 34, n. 1, p. 75-78, 2013.

HUGHES, M. L.; BROWN, C. J.; ABBAS, P. J.; GANTZ, B. J. Using electrically evoked compound action potential thresholds to facilitate creating MAPs for children with the Nucleus CI24M. ***Adv Otorhinolaryngol***, v. 57, p. 260-265, 2000.

HUGHES, M. L.; VANDER-WERFF, K. R.; BROWN, C. J.; ABBAS, P. J.; KELSAY, D. M. R.; TEAGLE, H. F. B.; LOWDER, M. W. A longitudinal study of electrode impedance the electrically evoked compound action potential and behavioral measures in nucleus 24 cochlear implant users. ***Ear Hear***, v. 22, n. 6, p. 471-486, 2001.

HUGHES, M.L.; CASTIONI, E. E.; GOEHRING, J. L.; BAUDHUIN, J. L. Temporal response properties of the auditory nerve: data from human cochlear-implant recipients. **Hear Res**, v. 285, n. 1-2, p. 46-57, 2012.

HUGHES, M. L., Electrically evoked compound action potential. In: **Objective Measures in cochlear implants**. San Diego, Plural Publishing: 2013, p. 101-121.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Princípios da Neurociência**. 4ª ed. Barueri: Manole, 2003.

KUTSCHER, K; GOFFI-GOMEZ, M. V; BEFI-LOPES, D. M.; TSUJI, R. K.; BENTO, R. F. Cochlear implant: correlation of nerve function recovery, auditory deprivation and etiology. **Pro Fono**, v. 22, n. 4, p. 473-478, 2010.

LAI, W. K. **NRT cookbook: guidelines for making NRT measurements**. Switzerland, *Cochlear Corporation*, 1999. 30p.

LAI, W. K.; DILLER, N. A. A simple two-component model of the electrically evoked compound action potential in the human cochlea. **Audiol Neurotol**, v. 5, n. 6, p. 333-345, 2000.

LAI, W. K.; AKSIT, M.; AKDAS, F.; DILLER, N. Longitudinal behaviour of neural response telemetry (NRT) data and clinical implications. **Int J Audiol**, v. 43, n. 5, p. 252-263, 2004.

MILLER, C. A.; ABBAS, P. J.; ROBINSON, B. K.; RUBINSTEIN, J. T.; MATSUOKA, A. J. Electrically evoked single-fiber action potentials from cat: responses to monophasic stimulation. *Hear. Res.* 130:197-218, 1999.

MILLER, C. A.; ABBAS, P. J.; BROWN, C. J. An improved method of reducing stimulus artefact in the electrically evoked whole-nerve potential. **Ear Hear**, v. 21, p. 280-290, 2000.

MILLER, C. A.; ABBAS, P. J.; ROBINSON, B. K. Response properties of the refractory auditory nerve fiber. **J Assoc Res Otolaryngol**, v. 02, n.3, p. 216-232, 2001.

MILLER, C. A.; BROWN, C. J.; ABBAS, P. J., CHI, S. L. The clinical application of potentials evoked from the peripheral auditory system. **Hearing Research**, v. 242, p. 184–197, 2008.

MORSNOWSKI, A.; CHARASSE, B.; COLLET, L.; KILLIAN, M.; MÜLLER-DEILE, J. Measuring the refractoriness of the electrically stimulated auditory nerve. **Audiol Neurotol**, v. 11, n. 6, p. 389-402, 2006.

NADOL JR, J. B.; EDDINGTON, D. K. Histopathology of the Inner Ear Relevant to Cochlear Implantation. In: MØLLER, A. R. **Cochlear and Brainstem Implants**. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2006. v. 64, p. 31–49.

POLAK, M.; HODGES, A. V.; KING, J. E.; BALKANY, T. J. Further prospective findings with compound action potentials from Nucleus 24 cochlear implants. **Hearing Research**, v.188, p. 104-116, 2004.

POLEY, M.; OVERMYER, E.; CRAUN, P.; HOLCOMB, M.; REILLY, B.; WHITE, D.; PRECIADO, D. Does pediatric cochlear implant insertion technique affect intraoperative neural response telemetry thresholds? **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v.79, p. 1404-1407, 2015.

RANCE, G.; DOWELL, R. C. Speech Processor Programming. In: Cochlear implantation for infants and children advances. CLARK, G. M.; COWAN, R. S. C.; DOWELL, R. C. Singular Publishing Group, inc. London, 1997, p.263.

RAUSCHECKER, J. P.; SHANNON, R. V. Sending sound to the brain. **Science**, v. 295, n. 8, p. 1025-29, 2002.

ROBERTS, S. Speech-processor fitting for cochlear implants. In: Cooper H (ed.) **Cochlear implants: a practical guide**. London: Whurr Publishers, 1991. p. 201-218.

SAUNDERS, E.; COHEN, L.; ASCHENDORFF, A.; SHAPIRO, W.; KNIGHT, M.; STECKER, M.; RICHTER, B.; WALTZMAN, S.; TYKOCINSKI, M.; ROLAND, T.; LASZIG, R.; COWAN, R. Threshold comfortable level and impedance changes as a function of electrode modiolar distance. **Ear Hear**, v. 23, p. 28S-40S, 2002.

SAUVAGE, C. R. D.; CAZALS, Y.; ERRE, J.P.; ARAN, J. M. Acoustically derived auditory nerve action potential evoked by electrical stimulation: an estimation of the waveform of single unit contribution. **J Acoust Soc Am**, v. 73, n. 616-27, 1983.

SCHUTZ, B.; BEGER, F. A.; WEBER, B. P.; NICLAUS, O.; LÜLLWITZ, E.; GROUVEN, U.; SCHULTZ, A. Influence of EEG monitoring on intraoperative stapedius reflex threshold values in cochlear implantation in children. **Pediatric Anesthesia**, v. 13, p. 790–796, 2003.

SHALLOP, J. K., FACER, G. W., PETERSON, A. Neural Response Telemetry With the Nucleus CI24M Cochlear Implant. **Laryngoscope**, v. 109, n. 11, p. 1755-1759, 1999.

SHAPIRO, W. Device programming. In: Waltzman SB, Cohen NL. (eds). **Cochlear implants**. New York: Thieme, 2000. p.185-98.

SHARMA, A.; TOBEY, E; DORMAN, M; BHARADWAJ, S.; MARTIN, K; GILLEY, P.; KUNKEL, F. Central auditory maturation and babbling development in infants with cochlear implants. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg**, v. 130, p. 511-516, May, 2004.

SHEPHERD, R. K.; MATSUSHIMA, J.; MILLARD, R. E.; CLARK, G. M. Cochlear pathology following chronic electrical stimulation using non-charge-balanced stimuli. **Acta Otolaryngol**, v. 111, p. 848-860, 1991.

SHEPHERD, R. K.; ILLING, R. B. Cochlear implants and brain plasticity. **Audiology Neurotology**, v. 6, n. 6, p. 303-304, 2001.

SHPAK, T.; BERLIN, M.; LUNTZ, M. Objective Measurements of Auditory Nerve Recovery Function in Nucleus CI 24 Implantees in Relation to Subjective Preference of Stimulation Rate. **Acta Otolaryngol**, v. 124, n. 5, p. 582-586, 2004.

SIMMONS, F. B.; LUSTED, H. S.; MEYERS, T.; SHELTON, C. Electrically induced auditory brainstem response as a clinical tool in estimating nerve survival. **Annals Otol Rhinol Laryngol**, v. 112, p. 97-100, 1984.

STYPULKOWSKI, P. H.; VAN DEN HONERT, C. Physiological properties of the electrically stimulated auditory nerve. I. Compound action potential recordings. **Hear Res**, v. 14, p. 205-223, 1984.

TANAMATI, L. F.; BEVILACQUA, M. C.; COSTA, O. A. Avaliação longitudinal do ECAP registrado em crianças usuárias de implante coclear. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 75, n. 1, p.90-96, 2009.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ, Sistema de Bibliotecas. **Normas para apresentação de documentos científicos**. Curitiba: Editora UFPR, 2000.

VAN WERMESKERKEN, G. K. A.; VAN OLPHEN, A. F.; VAN ZANTEN, G. A. Comparación intra y post-operatoria de los potenciales compuestos de acción adquiridos y evocados eléctricamente. **International Journal of Audiology**, v. 45, n. 10, p. 589-594, 2006.

VON WALLENBERG, E. Current status and the future development in cochlear implants In Post I; TRPMDHYEM, K. (ed). Cochlear implants with emphasis on pedagogical follow up for children and adults. 17 th Danavox Symposium, 9<sup>th</sup> to 12<sup>th</sup> Sept., p. 275-288, 1997. Denmark.

XI, X.; HONG, M. D.; HAN, D. Y.; HUANG, D. L.; YANG, W. Y. Electrically evoked compound action potential thresholds of pediatric cochlear implant recipients and its clinical application. Zhonghua Journal of Otorhinolaryngology Head and Neck, v. 38, n. 1, p. 43-46, 2003.

WELLMAN, M. B.; SOMMER, D. D.; McKENNA, J. Sensorineural hearing loss in postmeningitic children. **Otol Neurotol**, v. 24, n. 6, p. 907-912, 2003.

**ANEXOS**

<b>ANEXO 1</b> – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP.....	<b>95</b>
<b>ANEXO 2</b> – TCLE .....	<b>98</b>
<b>ANEXO 3</b> – COLETA DE DADOS.....	<b>100</b>



**ANEXO I - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná - HCUFPR

**PROJETO DE PESQUISA**

**Título:** Função de Recuperação do Nervo Auditivo na Cirurgia de Implante Coclear com Anestesia Local e Sedação e Comparação com Anestesia Geral

**Área Temática:**

**Pesquisador:** Gislaine Richter Minhoto Wiemes

**Versão:** 2

**Instituição:** Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná

**CAAE:** 01395812.0.0000.0096

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**Número do Parecer:** 26989

**Data da Relatoria:** 10/05/2012

**Apresentação do Projeto:**

ja feita

**Objetivo da Pesquisa:**

ja feita

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

ja feita

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

pesquisa pode ser realizada posi todas as pendencias foram saneadas

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

estão completos

**Recomendações:**

nenhuma

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

ja foram sanadas

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HC-UFPR, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do projeto conforme proposto para início da Pesquisa. Solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios semestrais sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos. É obrigatório trazer ao CEP/HC uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que foi aprovado, para assinatura e rubrica. Após, xerocar este TCLE em duas vias, uma ficará com o pesquisador e uma para o participante da pesquisa.

CURITIBA, 25 de Maio de 2012



---

Assinado por:

Renato Tambara Filho

PI

## ANEXO II - TCLE

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, fonoaudióloga e médicos, pesquisadores da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando o Sr. (Sr<sup>a</sup>), que vai realizar cirurgia de Implante Coclear sob anestesia geral ou local com sedação para participar de um estudo intitulado “Função de recuperação do nervo auditivo na cirurgia de Implante Coclear com anestesia local e sedação – comparação com anestesia geral” medir a resposta neural durante a cirurgia de Implante Coclear já faz parte do procedimento intra-operatório, estaremos apenas anotando as respostas e usando para pesquisa. Essa pesquisa é importante para sabermos se a resposta neural não muda com o tipo de anestesia usada, tornando mais ainda possível o uso de anestesia local com sedação.

O objetivo desta pesquisa é medirmos quanto tempo leva para que o nervo auditivo se recupere entre um estímulo e outro recebido e passe a informação recebida, reproduzindo exatamente o estímulo que recebeu e analisarmos esta resposta em indivíduos submetidos à anestesia local com sedação e anestesia geral na cirurgia do implante coclear. Tal medida não oferece riscos, para isso utilizamos um computador, ligado a uma interface, esta ligada a um processador de fala e este a uma antena que estará dentro de uma capa estéril de endoscopia e a partir desta medida vamos aumentar o nível de corrente para pesquisar a função de recuperação neural.

Caso o Sr. (Sr<sup>a</sup>) participe da pesquisa, conforme indicação médica será submetido a um dos dois tipos de anestésias já utilizadas habitualmente na cirurgia do implante coclear. Na anestesia geral o paciente necessita de intubação oro-traqueal, ou seja, a respiração será controlada por um aparelho de anestesia. Já na anestesia local e sedação o paciente ficará sonolento durante a cirurgia, porém apresentará respiração espontânea sem ajuda de aparelhos de anestesia. Os dois tipos de anestesia são muito seguros, atualmente e sempre haverá a presença de um médico anesthesiologista. Porém os pacientes submetidos à anestesia local e sedação apresentam uma recuperação pós-operatória mais rápida, menor tempo de internação hospitalar e menor chance de agravamento, de comorbidades previamente estabelecidas durante o procedimento anestésico. Para tanto o Sr. (Sr<sup>a</sup>) deverá comparecer na consulta previa a cirurgia com o médico anestesista e não há necessidade de nenhum preparo anterior a cirurgia de IC.

As complicações inerentes ao procedimento cirúrgico constam de: infecção, tontura, zumbido, paralisia facial temporária ou definitiva, fistula líquórica (comunicação entre a meninge, membrana que envolve o cérebro, e o ouvido) e sangramento.

Diretamente o Sr. (Sr<sup>a</sup>) não estará sendo beneficiado com o resultado da pesquisa, mas poderá estar contribuindo para o avanço científico.

\_\_\_\_\_  
Sujeito da Pesquisa e/ou responsável legal

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE

#### Contato para dúvidas

Se o Sr. (Sr<sup>a</sup>) tiver dúvidas com relação ao estudo, direitos do participante, ou no caso de riscos relacionados ao estudo, deverá contatar a pesquisadora Gislaire R. M. Wiemes, fonoaudióloga, telefone (41) 33607957 ou (41) 99623375 e email: gislainermw@gmail.com responsável por este estudo, a mesma poderá ser contatada no Hospital de Clínicas – UFPR, Rua General Carneiro nº 181, SAM 19, ambulatório de Otorrinolaringologia, período da tarde, telefone e email já citados para esclarecer eventuais dúvidas que possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo. Se o Sr. (Sr<sup>a</sup>) tiver dúvidas sobre

  
MARIA JOSÉ MOCELIN  
Membro do Comitê de Ética em Pesquisa  
em Seres Humanos do HC/UFPR  
Matrícula 7462

seus direitos como um paciente de pesquisa, Sr. (Sr<sup>a</sup>) pode contatar o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, pelo telefone 3360-1041. O CEP é constituído por um grupo de profissionais de diversas áreas, com conhecimentos científicos e não científicos que realizam a revisão ética inicial e continuada da pesquisa para mantê-lo seguro e proteger seus direitos.

A sua participação neste estudo é voluntária e se Sr. (Sr<sup>a</sup>) não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam o termo de consentimento livre e esclarecido assinado. A sua recusa não implicará na interrupção de seu atendimento e/ou tratamento, que está assegurado.

Qualquer informação divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a sua identidade seja preservada e seja mantida a confidencialidade. Não há despesas para a realização da pesquisa e por sua participação no estudo o Sr. (Sr<sup>a</sup>) não receberá qualquer valor em dinheiro. Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

\_\_\_\_\_  
Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE

Eu, \_\_\_\_\_ li esse termo de consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão. Eu fui informado que serei atendido sem custos para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

Curitiba, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador ou quem aplicou o TCLE

Curitiba, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.





### ANEXO III

#### COLETA DE DADOS

#### “Função de Recuperação do Nervo Auditivo na Cirurgia de Implante Coclear com Anestesia Local e Sedação – Comparação com Anestesia Geral”

Paciente nº: \_\_\_\_\_ Etiologia: \_\_\_\_\_

Sexo: ( ) F ( ) M Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Grupo: ( ) A – anestesia geral Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

( ) B – anestesia local e sedação Orelha: D ( ) E ( )

Tempo de surdez: \_\_\_\_\_

	eletrodo apical	eletrodo medial	eletrodo basal
eletrodo			
Impedancia			
NRT			
Probe Active Electrode			
Probe Current Level			
Probe Pulse us			
Recording Active Electrode			
Masker Current Level			
N1 P1 - Amplitude			
Masker Probe Interval (us)			
Analysis - Recovery:			
To			
A			
Tau			